

Aus dem Institut für Physiologie (Abteilung Neurophysiologie)
der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

DISSERTATION



Widerspiegelung der Sprachproduktion im Hochfrequenzbereich des EEG

**Pilotstudie zur Anwendbarkeit der Subpotentialanalyse
für die Erforschung kognitiver Prozesse**

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae
(Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von
Dagmar Riewe
aus Berlin

Dekan : Prof. Dr. med. M. Dietel

Gutachter: Prof. Dr. med. Peter Bartsch,
Institut für Physiologie der Humboldt-Universität zu Berlin.

Prof. Dr. med. Angela D. Friederici,
Max-Planck-Institut für kognitive Neurowissenschaften Leipzig.

Prof. Dr. Werner Richerd Sommer,
Institut für Psychologie der Humboldt-Universität zu Berlin.

Datum der Promotion: 22.02.1999

Zusammenfassung:

In einer Pilotstudie sollten deutschsprachigen Probanden (n=28) in zwei Versuchsabschnitten kurze Sätze sprechen, die das Homonym „Leiter“ im Sinne von „Steiggerät“ bzw. „Teamchef“ näher definieren. Das Homonym sollte am Satzanfang ohne Artikel genannt werden. Das Breitband-EEG (bis 2000 Hz, Zeitkonstante 1,5 s) wurde über F3, F4, C3 und C4 (Intern. 10-20-System) vor und kurz nach Sprachbeginn abgeleitet. Signalepochen des EEG- und Mikrophonsignals von 6 s Dauer wurden gespeichert. Off-line erfolgte die Auswertung der auf Sprachbeginn zentrierten und auf 1 Sekunde gekürzten EEG-Episoden. Es wurden vor Vokalisation motorische Bereitschaftspotentiale gefunden, die im gesamten Zeitbereich (750 ms prä- und 250 ms perireaktiv) wenig strukturiert sind und sich an den vier Ableitorten weder in ihrer Amplitude noch in ihrer Amplituden-Zeit-Struktur unterscheiden. Die Spektralanalyse der EEG-Signalstrecke zeigt unter beiden Versuchsbedingungen eine überproportional hohe Amplitude im δ -Band. Mit Hilfe der von Bartsch und Krüger entwickelten Subpotentialanalyse, die im Hochfrequenzbereich des EEG (10-400 Hz) dem „local field potential“ ähnliche Phänomene nachweist, konnten in der Signalperiode des Bereitschaftspotentials positive und negative Subpotentiale ermittelt werden. Die Amplitude dieser Subpotentiale liegt zwischen 6 und 12 μ V. Der Zeitpunkt des Erscheinens der Subpotentiale wurde als Subpotentialevent (SPe) bezeichnet. Die SPe treten teils gruppiert und teils kohärent auf. Die Intervalle zwischen den SPe wurden histogrammisch aufgetragen, sie reichen vom 4 bis 15 ms. Auffallendstes Ergebnis war die unterschiedliche Struktur der SPe-Intervallhistogramme, die sich in den linksseitigen Ableitungen anders verhielten als in den rechtsseitigen. Möglicherweise sind diese Differenzen typisch für den eloquenten Unterschied.

Schlagwörter:

Sprachgenerierung, motorisches Bereitschaftspotential, EEG- γ -Band, Subpotentialanalyse

Abstract:

During a pilot study, 28 German speaking subjects were supposed in two trial parts to speak in short sentences in order to define the German homonym „Leiter“ with the meaning „leader“ respectively „manager“. The homonym should be used without any article at the beginning of the sentence. The EEG-activity (0-2000 Hz, time constant 1,5 sec) was recorded from F3, F4, C3 and C4 (international 10-20-system) before and after starting speech. Signalepochs of EEG-activity and microphone signals of 6 seconds were stored. The offline-evaluation was based on the centered and to the one second shortened EEG-episodes. Before starting speech there had been found a movement-related readiness-potential (motor. Bereitschaftspotential), which had been less structured during the whole period of time (750ms pre- and 250 ms perireactive). Neither in their amplitude nor in their amplitude-time-structure distinctions were observed. The spectral analysis of EEG showed an overproportional high amplitude in δ -band under both conditions of the trial. The subpotential-analysis developed by Bartsch and Krüger, which shows similar phenomena as the „local field potentials“ in the high frequency-EEG (10-400 Hz), could show positive and negative subpotentials during the period of the readiness-potential. The amplitudes of those subpotentials lay between 6 and 12 μ V. The point of time, when the subpotentials showed up, is called the subpotential-event (SPe). The SPe showed up partly in groups and partly coherent. The intervals between the SPe were put on histographically with a reach from 4 to 25 ms. The most striking result was the varying structure of the histography of the SPe-intervalls. The left-sided histography was conducted differently to the right-sided. May be that these distinctions are typical for the eloquent difference.

Keywords:

speechproduction, event-related potentials, EEG „gamma-band“ activity, subpotential-analysis

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	9
1.1. Die Sprache.....	9
1.2. Repräsentation der Sprachfunktion im Gehirn	10
1.3. Untersuchungsmöglichkeiten sprachrelevanter Prozesse im Gehirn.....	12
1.3.1. Probleme mit den klassischen Frequenzbändern des EEG	19
1.3.2. Veränderungen im γ -Band.....	22
1.4. Lokale Feldpotentiale: neue Perspektiven?	24
1.5. Aufgabenstellung.....	29
1.6. Hypothesen	31
2. Methode.....	33
2.1. Probanden.....	33
2.2. Vorbereitung.....	33
2.3. Untersuchungsbedingungen	34
2.4. Versuchsablauf.....	35
2.5. Signalerfassung.....	36
2.5.1. EEG-Ableitung.....	36
2.5.2. Aufzeichnung, Parameter und Geräte	37
2.6. Datenanalyse	38
2.6.1. Vorverarbeitung: Synchronisation, Baselinennormierung	38
2.6.2. Gemittelte Bereitschaftspotentiale (BP)	39
2.6.3. Spektralanalyse der BP in den klassischen Frequenzbändern	39
2.6.4. Subpotentialanalyse.....	40
2.6.5. Intervallhistographie der SP-events	42
2.6.6. Auswertung von SP-Parametern in Zeitzeonen	42
2.6.7. Kohärenz gleichgepolter Subpotentiale	43

3. Ergebnisse	45
3.1. Allgemeine Ergebnisse.....	45
3.2. Gemittelte Bereitschaftspotentiale (BP)	47
3.2.1. Potentialverlauf	47
3.2.2. Unterschiede im BP.....	49
3.3. Analyse der klassischen Frequenzbänder	49
3.3.1. Unterschiede zwischen den Frequenzbändern	51
3.4. Subpotentialanalyse	55
3.4.1. Potentialverlauf	57
3.4.2. Unterschiede in SP-Amplitude und SP-Dichte.	57
3.4.3. Zusammenhang zwischen spektralen und SP-Parametern.....	61
3.4.4. Intervallhistographie der SP-events	61
3.4.5. Dichte positiver und negativer SPe in den Zeitzeonen	65
3.4.6. Zweikanal-Kopplungen gleichgepolter SPe	69
3.4.7. Integrale Kanalkopplungsfaktoren (iKF) pro Ableitort	71
3.5. Zusammenfassung der Ergebnisse	75
4. Diskussion	79
4.1. Allgemeine Aspekte.....	79
4.1.1. Motorische Bereitschaftspotentiale	79
4.1.2. Subpotentiale: Events, Dichte, Kohärenz.....	81
4.1.3. Versuchsparadigma	85
4.1.4. EEG-Ableitmethodik	87
4.1.5. Mikrofonsignal	87
4.1.6. Signalzentrierung auf den Beginn des Sprechens	88
4.2. Diskussion der Hypothesen.....	89
4.2.1. Hypothese 1	89
4.2.2. Hypothese 2	90
4.2.3. Hypothese 3	91
4.2.4. Hypothese 4	93
4.2.5. Hypothese 5	97
4.3. Fazit.....	100

5. Zusammenfassung.....	101
6. Literaturverzeichnis	103
7. Anhang	115

Abkürzungsverzeichnis

aSP	gemittelttes Subpotential
BP	Bereitschaftspotential
GABA	Gamma-Amino-Buttyrat-Acid
iKF	Integraler Kopplungsfaktor
I	Versuchsbedingung „Die Leiter“
KKF	Kanalkopplungsfaktor
L	Auswertungsbedingung „Leichter“
LFP	Lokales Feldpotential
MEG	Magnetenzephalogramm
MUA	multi-unit-activity
MWCC	moving window cross correlation
R	Versuchsbedingung „Der Leiter“
S	Auswertungsbedingung „Schwerer“
SP	Subpotential
SPe	Subpotential-event
SP(t)	Subpotential Template nach Rückfaltung
SUA	single-unit-activity
ZZ	Zeitzone

1. Einleitung

1.1. Die Sprache

Sprache hat sich in der Phylogenese zum Homo sapiens entwickelt und durchgesetzt, weil sie ein höchst wirksames Kommunikationsmittel ist. Ihr besonderer Vorteil ist ihre kognitive Verdichtung. Sprache hilft, die Welt nach Kategorien zu ordnen und die Komplexität der begrifflichen Strukturen auf ein erträgliches Maß zu reduzieren [C94]. Z.B. steht das Wort „Leiter“ für viele mentale Repräsentationen, die zugleich seine Verwendbarkeit zur Beschreibung eines Steiggerätes, eines Drahtes für die Leitung des elektrischen Stroms oder zur Kennzeichnung einer Person, die einem Team oder einer Institution vorsteht, signalisiert. Außerdem verbinden sich im Subjekt mit dem Wort „Leiter“ bildliche oder allgemein sinnliche Vorstellungen dazu passender Gegenstände bzw. Objekte, die beliebig über Gebrauchseigenschaften oder personengebundene Charakteristika erweitert und ausgetauscht werden können. Umgekehrt erkennt der Mensch mühelos aus dem Kontext der begleitenden Sprache, in welchem Sinne das Homonym „Leiter“ verwendet wurde. Aufgrund der kognitiven Sparsamkeit der Sprache, viele Begriffe unter einem Symbol zusammenzuziehen, vermögen die Menschen immer komplexere Begriffe einzuführen und erreichen so ansonsten undenkbar hohe Abstraktionsebenen.

1.2. Repräsentation der Sprachfunktion im Gehirn

Durch die Folgen von Läsionen oder Erkrankungen des menschlichen Gehirns, die mit einem teilweisen oder vollständigen Verlust des Sprechvermögens einhergehen, wurde in der Mitte des vorigen Jahrhunderts die Bedeutung der linken Hemisphäre für die Sprachfunktionen des Gehirns erkannt. Klinische Beobachtungen zeigten, daß nur die Schädigung einzelner, eng begrenzter Gebiete mit spezifischen Sprachausfällen gekoppelt war. So fand Pierre P. Broca (1824 -1890) schon im Jahre 1861, daß Läsionen des hinteren Drittels der dritten linken Stirnhirnwindung (Brocasche Sprachregion) zu erheblichen Einschränkungen des Sprachvermögens führen [B88]. Es fehlt z.B. die Fähigkeit, die Muskelkontraktionen für das Sprechen zeitlich und räumlich exakt aufeinander abzustimmen. Diese frontale oder motorische Aphasie ist von der sensorischen Aphasie zu unterscheiden, die Carl W. Wernicke (1848 -1909) erstmalig 1874 nach Schädigungen im Bereich der ersten Schläfenwindung der linken Hemisphäre (Wernickesche Sprachregion) beschrieb. Hierbei ist die Fähigkeit zum Sprechen erhalten, es kommt aber zu einem Ausfall bzw. zu Beeinträchtigungen des Sprachverständnisses bei gleichzeitig fehlender Kontrolle der eigenen Sprachproduktion [W74, B76]. Der Patient spricht zwar flüssig, aber es gelingt ihm nicht, das Gemeinte eindeutig mitzuteilen.

Die Abgrenzung dieser sprachrelevanten linkshemisphärischen Gebiete im Gehirn wurde im Laufe der Jahre durch Stimulationsexperimente immer präziser. So ist der linke posteriore temporale Gyrus in Verbindung mit dem supramarginalen und angularen Gyrus des linken parietalen Lappens für das Verständnis von geschriebener und gesprochener Sprache, der linke temporale anteriore Gyrus für das Namensgedächtnis und der linke postero-inferiore frontale Gyrus für die motorischen Sprachfunktionen zuständig [HL93].

Die Erkenntnisse über die einseitige (asymmetrische) Lokalisation der Sprachfunktionen hat zur Theorienbildung über die „Major- und Minorhemisphäre“ beigetragen, wobei die sprachintelligente Hemisphäre als „Majorhemisphäre“ bezeichnet wird. Untersuchungen an „split-brain-Patienten“ haben aber

gezeigt, daß auch die „Minorhemisphäre“ Fähigkeiten eines einfachen Sprachverständnisses besitzt [S69]. Auch Heeschen und Jurgens zeigten 1977, daß die rechte Hemisphäre an bestimmten Sprachsituationen beteiligt ist [HJ77]. Viele Untersuchungen der letzten Jahre sorgten für weitere Beweise, daß die Komplexität der menschlichen Kommunikation nur teilweise in der linken Hemisphäre repräsentiert wird. So zeigte Ross in seinen Untersuchungen 1984, daß die rechte Hemisphäre die Hauptrolle bei Verhaltens- und Emotionsaspekten der Sprache durch ihre dominante Modulation der affektiven Komponenten der Silbenbildung und der Gestik spielt [R84b].

Sprachwahrnehmung und Sprachproduktion sind auf einen intakten sensorischen Eingang und eine intakte motorische Innervation der Sprachmuskulatur angewiesen, so daß im erweiterten Sinne auch der auditorische und der untere motorische Kortex zum kortikalen Sprachapparat hinzugerechnet werden können. Da die Sprachmuskulatur bilateral angelegt ist, sind auch beide Hemisphären an der Generierung der Sprache beteiligt [C83].

In anatomischen Studien konnte die Verbindung der Sprachzentren zu anderen Hirnstrukturen verdeutlicht werden. Das Broca-Feld projiziert zur Koordination von Atmung, Kehlkopf-, Kau- und mimischer Muskulatur zum Motorkortex, zu den Basalganglien und zum Cerebellum. Es erhält Afferenzen vom Thalamus sowie aus dem limbischen System und ihm verbundenen assoziativen Kortexarealen. Das motorische und sensorische Sprachfeld sind durch lange Assoziationsfasern in beiden Richtungen miteinander verbunden, was der Sprachkontrolle dienen soll [C83]. Nach einer Studie von Hayes und Lewis finden sich in der Brodmann-Area 45 der linken Hemisphäre auch signifikant mehr große „Schicht III - Pyramidenzellen“ als in der korrespondierenden rechtshemisphärischen Rinde. Dies könnte an der Einbindung dieser Region in solche Strukturen liegen, die die motorischen Sprachfunktionen vermitteln [HL93].

1.3. Untersuchungsmöglichkeiten sprachrelevanter Prozesse im Gehirn

Dem Menschen sind die anatomisch-physiologischen Voraussetzungen zum Spracherwerb und zur Sprachproduktion angeboren. Dennoch scheint die Entwicklung der heute gesprochenen Sprachen und Dialekte mit ausgeprägten syntaktischen Strukturen relativ jung zu sein. Anfänge der vokalen Sprache werden beim Homo sapiens neandertalensis vermutet, der die Erde in der Zeit von 200.000 v. Chr. bis 50.000 v. Chr. bevölkerte und nach seinen Schädelabmessungen über eine Großhirnrinde vergleichbar dem modernen Menschen verfügte [B90]. Erste geschriebene Symbole werden mit archäologischen Höhlenmalereien in Verbindung gebracht, die auf eine Zeit von 30.000 v. Chr. bis 12.000 Jahre v. Chr. datiert werden.

Obgleich Tierversuche von Premack [PP83] verdeutlicht haben, daß auch hochentwickelte Primaten wie Schimpansen nach entsprechender Übung in der Lage sind, Plastikchips symbolhaft zu verwenden, um Wünsche, Gefühle oder Erfahrungen auszudrücken, wird Sprache als eine spezifische Leistung des Menschen und seines Gehirns interpretiert. Das lebhafteste Interesse an Erkenntnissen über die hirne physiologischen Grundlagen der Sprache hat sich deshalb nicht an geeigneten Tiermodellen artikulieren können, sondern mußte sich dem Gegenstand der Forschung und damit dem Menschen direkt zuwenden. Dies erklärt, warum nur selten invasive Methoden zur Anwendung kommen - und dann nur bei Indikationen, die sich ausschließlich aus klinischer Notwendigkeit ergeben. Demzufolge sind die Sprachprozesse auf neuronaler Ebene, die durch die nichtinvasive extrakranielle Methodologie untersucht werden können, noch weitgehend unbekannt.

Von den wenigen invasiven Methoden hat die direkte **Elektrostimulation des Gehirns** zur Abgrenzung sprachrelevanter Strukturen auch heute noch Aktualität, um diese beispielsweise bei neurochirurgisch notwendigen Eingriffen vor einer eventuellen iatrogenen Läsion zu schützen.

Im Vordergrund moderner Untersuchungsmethoden stehen also noninvasive bzw. minimalinvasive, wie z.B. **bildgebende Verfahren**, die teils auf kernspintomographischen Methoden basieren und neben einer strukturellen Abbildung des Gehirns in Kombination mit funktionellen Verfahren heute in der Lage sind, auch aktivierte Neuronenverbände sichtbar zu machen (sog. **funktionelle Kern-Spin-Tomographie**) [OTM+92]. Zum Teil beruhen diese Verfahren auf der **Positronen-Emissions-Tomographie (PET)**, die bei vergleichbarer räumlicher Auflösung kurzlebige Radioisotope verwendet, die beim Zerfall Positronen emittieren. Trifft ein solches Teilchen auf ein Elektron, werden zwei γ -Quanten frei, die in entgegengesetzter Richtung abgestrahlt werden. Liegt ein solcher Vorgang genau in der Ebene zwischen zwei γ -Detektoren, kann der Quellort der γ -Quanten zuverlässig lokalisiert werden. Je nach verwendetem Radioisotop lassen sich zum Beispiel mit markierter Glucose regionale Stoffwechselfmessungen, mit O_2^{15} regionale O_2 -Aufnahme und die Durchblutung sowie die Wechselwirkungen mit Vorort wirksamen Medikamenten untersuchen. Die Invasivität wird wegen der geringen Belastung durch die Radioisotope und wegen der kurzen Halbwertszeit dieser Positronenquellen als gering eingeschätzt, so daß mehrere Untersuchungen nacheinander ausgeführt werden können.

Der Vorteil dieser Verfahren liegt zweifellos in ihrer hohen räumlichen Auflösung und in der Transparenz des Gehirns gegenüber diesen Untersuchungsverfahren. Mühelos läßt sich damit beispielsweise die kortikale und subkortikale Beteiligung an Prozessen der Sprachwahrnehmung, Sprachbildung und zentralen Sprechmotorik nachweisen [RMH+83, R94, RFV+94], wobei der gegenwärtige Entwicklungsstand einer Auflösung im Millimeterbereich entspricht. Da die primär funktionellen Verfahren wie **PET**, Radio-Xenon (Auswaschung von Xenon 133. [RLLS80, R84a]), **Single Photon Emissions Computertomographie (SPECT)** u.a. aber primär auf Stoffwechselprozesse und besonders auf Änderungen der regionalen Durchblutung des Nervengewebes ansprechen, können sie für Forschungsfragen bei einer nur makroskopischen Raumauflösung der Forderung nach Echtzeitanalyse nicht genügen.

Denn diese zentralen neurovegetativen Reaktionen folgen zeitlich den neuronalen Prozessen der Erregung um mehrere Größenordnungen verzögert, [NHS+91] wodurch unzulässige Mittelungen im Zeitbereich entstehen. Da das Hirngewebe prinzipiell immer, aber mit variierter regionaler Schwankungsbreite perfundiert wird, sind auf bestimmte kognitive Leistungen bezogene Veränderungen nur durch Subtraktionsverfahren zu verdeutlichen. Das Problem hierbei ist die Definition eines „Leerwertes“, der der Perfusion respektive einer Stoffwechselintensität des Gehirns bei Abwesenheit von kognitiven Prozessen entspricht, aber praktisch nicht gegeben ist. So entstehen im Grenzbereich des Differenzbildes zahlreiche Regionen, die entweder typisch sind für den Vergleichszustand oder relativ seltene Aktivitäten des Bezugszustandes darstellen. Allein eine Darstellung mit hoher zeitlicher Auflösung könnte die Wahrscheinlichkeit einer Zuordnung zum einen oder anderen Zustand erhöhen. Aber absolute Sicherheiten wären aufgrund der hohen Parallelverarbeitung im Gehirn damit noch nicht gegeben.

Nachteilig ist ferner, daß ein erhöhter Grad der Durchblutung nicht zu unterscheiden gestattet, ob im zugrundeliegenden neuronalen Prozeß vorrangig hemmende oder aktivierende Prozesse ablaufen. Denn bisher erhöhen mit Ausnahme des Noradrenalins alle im overflow befindlichen neuronalen Transmitter die Durchblutung, also auch solche, die wie GABA im ZNS hauptsächlich postsynaptische Hemmfunktionen vermitteln. Sicher scheint nur, daß Lernprozesse im ZNS, wie z.B. Long Time Potentiation-Prozesse im Hippokampus, erweiterte metabolische Ressourcen beanspruchen, die über eine entsprechend erhöhte NO-Synthetase Transmitterfreisetzung und regionale Perfusion erhöhen.

Andere Kritikpunkte, wie sie z.T. auch Poek beschrieb, sind z.B. eine zu große individuelle Variabilität zwischen den Versuchspersonen, die Zunahme beteiligter Hirnregionen mit der Komplexität der Aufgabenstellung, der technisch umfangreiche Aufwand und ein vom natürlichen, spontanen Gebrauch der Sprache unähnlicher Versuchsablauf treffen mehr oder weniger auf alle

Verfahren zu, die sich einer Erforschung neurophysiologischer Grundlagen der Sprache stellen. [P95]

Die zweifellos eindeutigste Grundlage für die Erforschung der neurophysiologischen Grundlagen der Sprache wäre eine invasive direkte elektrische Ableitung der Nervenzellaktivität mit Mikroelektroden in sprachrelevanten Arealen. Denn nur in diesem Signal spiegelt sich die momentane Tätigkeit der Nervenzellen wider, und der Ort ihrer Aktivität ist mit der Lage der Elektroden spitze hinreichend genau definiert. Nur gelegentlich, z.B. bei einer epilepsiechirurgischen Behandlung, sind Voraussetzungen einer solchen Datenerfassung gegeben. Die publizierten Befunde [COL89a, COL89b, HSH88] zeigen eindeutig, daß die während einer epilepsiechirurgischen Behandlung abgeleiteten Daten sowohl mit gehörter als auch mit der vom Patienten gesprochenen Sprache und ihrer Substruktur korrelieren, sich aber nicht deutlich rechts- und linkshemisphärisch unterscheiden. Demgegenüber zeigten über gleiche Elektroden abgeleitete neokortikale, akustisch evozierte Potentiale unterschiedliche Verläufe, wenn nur Worte gehört oder gehört und wiederholt werden sollten und sie waren weiterverbreitet bei gesprochenen Wörtern.

Die wohl am häufigsten angewandte Methode zur Untersuchung hirnphysiologischer Grundlagen der Sprache sind am Skalp abgeleitete **EEG-Wellen** in Form **ereigniskorrelierter Potentiale** (engl. event related potential, **ERP**). Ereigniskorrelierte Potentiale sind nach Rösler 1982 hirnelektrische Potentialverschiebungen, die wiederholbar und mit gleicher Charakteristik nach zeitlich exakt definierbaren Ereignissen auftreten (sog. evozierte Potentiale), diesen vorausgehen (sog. reaktionskorrelierte Potentiale) oder solche begleiten (sog. Intentions- oder emittierte Potentiale) [R82]. Akustisch oder visuell evozierte Potentiale wurden auf sprachliche [M93] und nicht sprachliche Reize nach visueller oder akustischer Präsentation abgeleitet, zum Teil in Kombination mit Gedächtnisaufgaben [NSC90, PMB+89a, PMB+89b, PMB+89c, RFL88, RN89], in Verbindung mit einem zufälligem Lernparadigma [PKM87] oder während selektiver Aufmerksamkeit, die auf Größe und Farbe von Buchstaben gerichtet war [WMOM89]. In anderen Untersuchungen stand die Asymmetrie von

ereigniskorrelierten Potentialen beim Lesen von Sätzen im Vordergrund, wobei die saccadischen Augenbewegungen für die Signaltriggerung verwendet wurden [KPB88]. Oder die akustisch evozierten Potentiale durch Worte und Töne waren Gegenstand einer Untersuchung zur Lang- und Kurzzeit-Habituation [WE86].

In anderen Untersuchungen standen bestimmte Komponenten wie z.B. die **N400** evozierter Potentiale im Mittelpunkt, wenn dem Probanden passende und semantisch oder physikalisch unpassende Wortkombinationen angeboten wurden [N85]. **N400**-ähnliche Phänomene werden durch semantische und syntaktische Fehler hervorgerufen. Syntaktische Anomalien bilden sich stärker über der anterioren linken Hemisphäre ab, semantische Anomalien prägen das negative Maximum stärker über dem posterioren temporalen Bereich aus [RPFH93].

Oder es wurden Veränderungen der **P300** als aufgabenabhängige Komponente bei visuellen Diskriminationsanforderungen untersucht [KB88], wobei aus einem definierten Vorrat an Buchstaben in zufälliger Reihenfolge bestimmte wiederkehrende Buchstaben gezählt werden mußten. In einer anderen Studie wurde der Einfluß einsilbiger gewöhnlicher und ungewöhnlicher Substantive und Verben im Vergleich zu nonwords auf die **P300-Amplitude** untersucht [PD88]. Genauere topographische Studien über akustisch evozierte Potentiale, verbunden mit akustischen und semantischen Prozessen, zeigen, daß hauptsächlich diskriminative semantische Prozesse, weniger verbale Selektionsaufgaben ERP-Komponenten bei 330 ms Latenzzeit hervorrufen [LNV88]. In anderen Untersuchungen war die **P300-Latenz** immer dann besonders groß, wenn für die Versuchspersonen keine Übereinstimmung zwischen einem Wortreiz (z.B. rechts oder links präsentiert) und einem reaktiven Druck auf einer rechten oder linken Antwort-Taste bestand [PCFK86].

Die **neuromagnetisch evozierte Aktivität** auf kurze Worte, die über Synthesizer erzeugt wurden, unterscheidet sich rechts- wie linkshemisphärisch nicht und ist vergleichbar mit neuromagnetisch evozierten Aktivitäten auf unspezifische Tonreize [HHK+89].

Durch Grözinger et al. wurde die Sprachproduktion mit Hilfe motorischer **Bereitschaftspotentiale (BP)** untersucht [GKKM72, GKK74, GKK75, GKK77, GKKM74]. Erstmals 1964 von Kornhuber et al. abgeleitet, gehören BP zur Gruppe der reaktionskorrelierten Potentiale [KD64, K+65]. Sie werden als eine ereignisbezogene Verschiebung in der Grundlinie von EEG-Abschnitten (DC-Potentiale) definiert [FU87], gehen motorischen Willkürbewegungen voraus und zeigen über beiden Hemisphären einen charakteristischen Kurvenverlauf mit einer Amplitudenschwankung von 5 bis 20 μV . Das Potential beginnt mit einer langsamen negativen Schwankung, die etwa 2 s vor Beginn einer definierten Willkürbewegung aus völliger Ruhe einsetzt. Erst 200 ms bis 30 ms vor der Bewegung wird eine stärker ansteigende Negativierung des Potentials beobachtet, die kurz vor der motorischen Tätigkeit ein Minimum erreicht, das z.T. bis in die Bewegung hineinreicht. Dabei ist der Abstand zwischen Beginn dieser stärkeren Negativierung und der eigentlichen Bewegung um so kürzer, je näher der bewegte Muskelkomplex dem Gehirn ist. Er beschreibt also die Leitungszeit von der Großhirnrinde zum Muskel. [C83, KD64, K+65].

Viele Autoren bestätigen, daß sich der Kurvenverlauf aus drei verschiedenen elektrischen Potentialanteilen zusammensetzt [FU87, WBDB83]: Erstens eine bilateral symmetrische „frühe Komponente“ zur unspezifischen Vorbereitung **(BP)**, zweitens die „premotion positivity“ **(PMP)** und drittens ein zur Bewegungsseite kontralaterales motorisches Potential **(MP)**. Dem ca. 1 s vor der Muskelkontraktion beginnenden BP folgt etwa 90 ms vor der Bewegung eine leichte bilaterale Positivierung (PMP), deren Amplitude parietal am größten ist. Nach Creutzfeldt [C83] steht diese Positivierung in enger zeitlicher Beziehung zu den Entladungen der Pyramidenzellen des motorischen Kortex, die der eigentlichen Bewegung 50 bis 100 ms vorausgehen. Nach direkter kortikaler Ableitung parazentraler Pyramidenzellen am Rhesusaffen kommt es 500 ms bis 200 ms vor Bewegungsbeginn zu einer Entladungszunahme, die 100 ms vor der Bewegung wieder abnimmt. Es gibt aber auch Pyramidenzellen, die erst unmittelbar vor Bewegungsbeginn aktiviert werden und während der Bewegung aktiv sind. Das negative motorische Potential (MP) beginnt nach Weinberg 50 ms

bis 60 ms vor der Beginn der EMG-Aktivität und ist bei unilateralen Bewegungen auf den kontralateralen prämotorischen Kortex beschränkt [WBDB83].

Die Amplitude des BP unterliegt dem Einfluß verschiedener Faktoren. Form, Polarität und Größe des BP sind altersabhängig, wobei bei erwachsenen Personen unter vergleichbaren Versuchsbedingungen ein relativ konstanter Kurvenverlauf gefunden wurde. Veränderung der Versuchsbedingungen führten zu Amplitudenveränderungen. So fanden Freude und Ullsperger sowohl bei starker emotionaler Beteiligung und steigendem Kraftaufwand einer definierten Bewegung, als auch bei zunehmender Konzentration auf den Bewegungsablauf einen Amplitudenzuwachs. Im Gegensatz dazu nahm die Amplitude des Potentials bei steigender Anzahl der Bewegungswiederholungen ab. Dieses Phänomen wird mit einer Automatisierung und sinkender Aufmerksamkeit erklärt und entspricht im wesentlichen der Feststellung von Libet, wonach der Umfang an präreaktiver Negativierung mit dem bewußten intentionalen Einsatz steigt, demgegenüber bei automatisiertem Reagieren minimiert wird [FU87, L85].

BP vor Vokalisation wurden von verschiedenen Autoren untersucht [DELK86, GKK74, GKK75, GKK77, GKKM72, GKKM74, LF77, SV77]. Im Gegensatz zu Hand- und Augenbewegungen fanden Grözinger 1977 und Deeke et al. 1985 bei den Potentialen vor dem Sprechen eine starke Seitendifferenz der Amplitude entsprechend der Hemisphärendominanz, wobei die Amplituden bei Rechtshändern über der linken Hemisphäre größer waren [DELK86, GKK77]. Szirtes dagegen konnte 1977 diese Beobachtungen nicht bestätigen. Er folgerte daraus, daß bei willkürlicher Vokalisation der Beweis für das Bestehen einer händigkeitsgebundenen Hemisphärenasymmetrie fehlt [SV77]. Einen weiteren Unterschied zu den Hirnpotentialen vor Hand- und Augenbewegungen fand Grözinger bei den BP vor der Sprache über mehrere Sekunden wellenförmige Hirnpotentiale, die mit der Atmung korrelierten [GKKM72]. Dieser Zusammenhang beruht auf der Koordination von Vokalisation und Atmung. Dabei liegt der Vokalisationsbeginn immer in der Expirationsphase [DELK86].

Besonders eindrucksvolle sprachspezifische BP wurden prämotorisch zur Fissura Sylvii am Kortex des Menschen abgeleitet [FOF81].

Kontinuierliche Ableitungen des **Elektroenzephalogramms (EEG)** mit Analyse der spektralen Zusammensetzung wurden ebenfalls angewandt, um sprachrelevante Prozesse zu untersuchen. So kommt es beispielsweise beim Erlernen von „high imagery words“ zu einer linkshemisphärischen Leistungsverminderung im α -Band [RV80]. Stilles Lesen führt wie Kopfrechnen zu einer Abnahme der α -Leistung, aber beim Lesen sind die Leistungserhöhungen im β - und θ -Band ausgeprägter [DW74]. Bei anderen Untersuchungen standen allgemein kognitive Aufgaben im Vordergrund, wie visuelle Diskriminationsaufgaben und Kopfrechnenaufgaben, wobei mit Sprachverständnis bzw. Sprachproduktion verbundene Aufgaben nur am Rande tangiert wurden [LSC69, GZY+79, GZD+79].

Die sprachbezogene Untersuchung mit ereigniskorrelierten Potentialen führt für den sensorisch diskriminativen wie für den motorisch intentionalen Aspekt der sprachlichen Kommunikation zu objektiven Reflexionen hirnelektrophysiologischer Prozesse. In jedem Fall bleibt aber die topographische Abbildungsgüte hinter den direkten bildgebenden Verfahren zurück. Und die zeitgetreue Potentialerfassung erweist sich nicht als Vorteil, da sie keinerlei Anhaltspunkte einer algorithmischen Interpretation bietet. Auch in dieser Methode steht - aus naheliegenden Gründen - eine vom natürlichen Gebrauch der Sprache abweichende sprachliche Aufgabenstellung im Vordergrund. Dafür werden Probleme wie Emotionalität, neuronale Ressourcen u.a. nichtsprachliche und allgemein kognitive Aspekte betont, die aber den Rahmen sehr allgemeiner Annahmen nicht zu überschreiten vermögen. Ähnlich kritisch wird die Anwendung der Spektralanalyse fortlaufender EEG-Ableitungen für höhere kortikale Funktionen gesehen [GS80].

1.3.1. Probleme mit den klassischen Frequenzbändern des EEG

Die zitierten Untersuchungen der **Spektralanalyse** stützen sich auf die klassischen Frequenzbänder des EEG. Diese umfassen den Frequenzbereich von

0 - 30 Hz, wobei dieser Bereich im wesentlichen in vier Bänder eingeteilt wird. Das **δ -Band** umfaßt die Frequenzen von 0 - 4 Hz, das **θ -Band** die Frequenzen von 4 - 7 Hz, das **α -Band** die Frequenzen von 8 - 13 Hz und das **β -Band** die Frequenzen von 14 - 30 Hz. Mit diesem Bereich werden Aktivitäten erfaßt, die zwischen 0 - 1 Hz hauptsächlich von Mikrogliazellen [S73], im übrigen Bereich von subzellulären Generatoren an senkrecht zur Hirnoberfläche orientierten Pyramiden- und Sternzellen der Hirnrinde erzeugt werden. Dies sind im wesentlichen postsynaptische Potentiale [KOT65], die zur Negativierung oder Positivierung an der Hirnoberfläche - und nach entsprechender elektrotonischer Ausbreitung - auch am Skalp führen. Aufgrund einer Phasenumkehrzone im Kortex kann jedoch aus der Positivierung oder Negativierung weder auf erregende noch auf hemmende postsynaptische Potentiale geschlossen werden. Aus spektralen Leistungsverteilungen ergibt sich aber, daß zumindest in den niederfrequenten Anteilen bevorzugt die langsamen IPSP abgebildet werden, die bei der neuronalen Informationsverarbeitung der Hirnrinde erregte (=fokale) Zellgruppen durch großflächige perifokale Hemmzonen flankieren, die eine Mehrzahl von Nervenzellen und größere Zeitbereiche (100 - 300 msec) umfassen [C83], demzufolge im informationsverarbeitenden Kortex den größten Flächenanteil beanspruchen. Für das obere β -Band gilt dies nicht mehr, weil mit Leistungen in diesem Band sowohl slow-EPSP wie auch fast-IPSP erfaßt werden.

Langsame Potentialwellen am Skalp oder an der Oberfläche des Neokortex deuten mithin auf kohärente Aktivitäten einer großen Zahl an Neuronen [S93]. Delta-Wellen spiegeln beispielsweise Zustände des ZNS wider, wie sie für Tiefschlaf, Koma bzw. Narkose typisch sind und sich durch Abwesenheit bewußter Verarbeitungsprozesse ausweisen. Theta-Wellen treten gehäuft bei aufmerksamer Wachheit in limbischen Strukturen auf, und alpha-Wellen dominieren über okzipitalen Bereichen, sofern das Subjekt die Augen geschlossen hält und sich in einem Zustand relaxierter Wachheit befindet.

Soweit Synchronisationen im niedrigen Frequenzband bis zu 4 Hz beteiligt sind, wird weithin die Meinung vertreten, daß solche Zustände globaler Syn-

chronisation für die Informationsverarbeitung ungeeignet sind [S93]. Auch die dem μ -Rhythmus ähnliche α -Aktivität ist eher typisch für einen Zustand verminderter geistiger Anspannung, weshalb von relaxierter Wachheit gesprochen wird.

Die Restriktion des EEG auf diesen klassischen Frequenzbereich ergab sich folgerichtig aus Untersuchungen, die nachweisen konnten, daß höhere Frequenzen besonders stark durch biologische Artefakte kontaminiert sind, welche durch skelettmotorische Aktivität cranio-fazialer Muskeln hervorgerufen werden [BJC64, CB68, OBA74]. Kritisch muß aber festgestellt werden, daß eine Restriktion auf niederfrequente Signalanteile keinesfalls Sicherheiten dafür bietet, daß biologische Artefakte damit ausgeschlossen sind. Denn Spektralanalysen der bioelektrischen Muskelaktivität machen deutlich, daß das Leistungsmaximum (20 - 30 dB) bei der Oberflächenmyographie im Bereich von 50 Hz bis 100 Hz, in der Nadelableitung zwischen 50 und 600 Hz liegt, daß aber im Bereich von 10 - 30 Hz in beiden Fällen noch Leistungen bis zu 20 dB enthalten sind [K83]. Folglich wäre zu fordern, daß biologische Artefakte durch andere Maßnahmen ausgeschlossen werden, aber ohne Restriktionen in der Bandbreite. Solche Maßnahmen könnten experimentell justierbare Artefakt-schwellen sein, die sich an der Überschreitung einer bestimmten Amplitude orientieren, weil sich die Spannungsschwankungen der EMG-Aktivität im orofazialen System und Nacken im Vergleich zu Spannungsschwankungen des EEG durch wesentlich höhere Amplituden auszeichnen. Andere Maßnahmen könnten auch die willentliche Relaxation des Probanden einschließen oder die paradigmatische Struktur eines Versuchs betreffen, die beispielsweise bei exakt gleicher motorischer Anforderung an die Versuchsperson einen unterschiedlichen mentalen Bearbeitungsmodus erfordert.

Unter Anwendung solcher und ähnlicher Ausschlußkriterien setzte folgerichtig in den Untersuchungen der letzten anderthalb Jahrzehnte eine Öffnung des EEG zu höheren Frequenzbändern ein, die ihren besonderen Niederschlag in der Domäne der 40 Hz Oszillationen und in der Erforschung der γ -Band-Rhythmen fand.

1.3.2. Veränderungen im γ -Band

γ -Band-Rhythmen werden in tief- (25-35 Hz), mittel- (36 - 59 Hz) und hochfrequente Oszillationen (60 - 120 Hz) eingeteilt [G91]. Der Vorteil einer Untersuchung im γ -Band liegt einerseits in der Differenzierung kleinerer zeitlicher Einheiten, andererseits einer geringeren räumlichen Ausdehnung von lokal korrelierter γ -Band-Aktivität, die im ECoG von Patienten unter 2 cm² lag [MFC+96]. Im Vergleich dazu war die räumliche Ausdehnung korrelierter μ -Band-Aktivität (7 - 11 Hz) mit 4 - 6 cm² bereits erheblich vergrößert. Langsamere Wellen zeigen mit zunehmender Wellenlänge ein größer werdendes Areal gleicher Reaktion auf der Schädeloberfläche.

Hans Berger berichtete schon 1936, „...daß es unter der Einwirkung eines Sinnesreizes und ebenso bei der geistigen Arbeit nicht zu einer Umwandlung der Alpha-Wellen in Beta-Wellen, sondern zu einer Hemmung der Alpha-Wellen und zu einer Zunahme und einem stärkeren Hervortreten der Beta-Wellen kommt. Ich sehe also jetzt in den Alpha-Wellen die Begleiterscheinungen der Tätigkeit der inneren, in gewissen Beta-Wellen, denjenigen von 11 - 24 σ Länge [das entspricht 42 - 90 Hz], die Begleiterscheinungen der Tätigkeit der äußeren Hauptzone der Rinde, die besonders innige Beziehungen zu den geistigen Vorgängen hat“. Berger bezeichnet in seinen Arbeiten alle höherfrequenten Wellen jenseits des Alpha-Bandes als Beta-Wellen. [B37]

γ -Wellen sind sowohl im spontanen EEG/ECoG wie im ereigniskorrelierten Potential nach der Applikation sensorischer Reize nachweisbar [MMB96, GMT81, TBDP96, TBDP97]. 40 Hz Oszillationen wurden während des motorischen Verhaltens des Menschen beobachtet, wobei ihr Maximum bei Fingerbewegungen über der kontralateralen Handarea gefunden wurde [PNK93]. Dabei war die Gamma-Aktivität bei Finger-, Zehen- und Zungenbewegungen streng auf die Phase der Planung und auf die Prüfung der Bewegungsausführung bezogen [PFN94]. Es wurde aber immer wieder diskutiert, daß diese Veränderungen im Gamma-Band manchmal Artefakte sind, die durch Veränderungen hervorgerufen werden, deren Ursachen in anderen Frequenzberei-

chen liegen. So können Muskelkontraktionen zu Amplitudenveränderungen führen, die in ihrer Zeitstruktur den Amplituden evozierter Potentialen ähneln. Das zeigten u.a. auch die Untersuchungen somatosensorischer Potentiale im Oberflächen-EEG durch Bickford [CB68]. Um diese Beeinflussung auszuschließen, untersuchten Pulvermüller et al. die Stromveränderungen bei der kognitiven Verarbeitung von Wörtern und Pseudowörtern in Frequenzbändern außerhalb des Gamma-Bereiches. Sie fanden keinen Beweis, daß solche Veränderungen in anderen Frequenzen zu einer Dynamik im γ -Band führen, die Wörter und Pseudowörter kennzeichnet [PLPB95].

Neuere Recherchen zu diesem Thema bestätigen die Auffassungen, daß das γ -Band kognitive Prozesse widerspiegelt. So fanden Pulvermüller et al. bei Untersuchungen der Vorgänge, die im Gehirn bei der Wahrnehmung von Wörtern und Pseudowörtern ablaufen, signifikante Veränderungen in der Gamma-Band-Aktivität. Es wurde über der linken Hemisphäre ausschließlich nach den Pseudowörtern eine Senkung der spektralen Ströme im γ -Band (um 30 Hz) festgestellt, die nach der Wahrnehmung von Worten nicht auftrat. Das γ -Band ist also ein Indikator für die lexikalische Weiterverarbeitung und andere kognitive Prozesse. Dieses Phänomen wird mit der umfangreichen Aktivierung spezifischer kortikaler Zellansammlungen, die der Wortwahrnehmung, nicht aber der Wahrnehmung von Pseudoworten folgt, erklärt [LPB94, PLPB95, PEP+96]. Ebenso zeigen die zwei Wortkategorien (Substantive und Verben) Unterschiede im 30 Hz Band. So führen Verben über dem motorischen Kortex und Substantive über dem visuellen Kortex zu einer stärkeren 30 Hz Aktivität [PPLB95, PPLB96].

Andere Versuchsergebnisse zeigen aber auch, daß die Planung spezifischer Bewegungen stark mit der Gamma-Band-Aktivität bzw. Veränderungen des 40 Hz EEG verbunden ist. So fanden Pfurtscheller et al. bei einer 56-Kanal-Untersuchung von vier verschiedenen Bewegungen über dem prä- und post-zentralen Kortex eine Differenzierung dieser Bewegungen mit einer Exaktheit von nur 58%, wenn die Alpha-Band-Aktivität allein benutzt wurde, aber eine

Exaktheit von 70%, wenn die Alpha- und Gamma-Band-Aktivität gemeinsam benutzt wurden [PFN94].

Es wird diskutiert, daß die Ansammlung bestimmter Zellengruppen, sog. Hebb'sche Zellverbände, Grundlagen der kognitiven Funktionen sind. Nach Hebb werden die Grundelemente der höheren kognitiven Prozesse (Begriffe, Wörter oder innere Bilder) im Gehirn in kortikalen Zellverbänden, d.h. in stark verknüpften Neuronenansammlungen, die funktionelle Einheiten bilden und möglicherweise über entfernte kortikale Gebiete verteilt sind, repräsentiert. Es wird angenommen, daß die Aktivierung solcher Zellverbände zu verstärkter neuronaler Aktivität führt, die sich als hochfrequente Veränderungen im EEG bzw. MEG widerspiegeln [P96, PM96]. Hinweise, die diese Zellansammlungsmodelle für die Sprache und andere höhere kognitive Funktionen unterstützen, fand Pulvermüller in evozierten Potentialen und Gamma-Band-Antworten [PM96].

1.4. Lokale Feldpotentiale: neue Perspektiven?

Eine weitere Methode zur Untersuchung von Nervenzellaktivitäten stellen die Messungen der **multi-unit-activity (MUA)** bzw. der **single-unit-activity (SUA)** dar. Bei der **MUA** erfaßt eine Mikroelektrode die extrazelluläre Aktivität der sie umgebenden Nervenzellen, wenn diese sich in Form von Aktionspotentialen entladen. Bei Erfassung der **SUA** liegt die Mikroelektrode intrazellulär.

Neuere tierexperimentelle Untersuchungen auf der Basis der **MUA** machen wahrscheinlich, daß die Merkmalbindung zerebral gespeicherter bzw. in Verarbeitung befindlicher Informationen nicht dadurch kodiert ist, daß die aktivierten Neuronenverbände oder Zellensembles bestimmten Raumkoordinaten des Kortex zugeordnet sind, sondern daß erst ihre kohärente, d.h. zeitsynchrone Entladung diese Merkmalsbindung sicherstellt. Damit scheint

sich ein von Christoph von der Malsburg 1985 postuliertes Prinzip „feature binding by synchrony“ zu bestätigen [MS88].

Es liegen darüber hinaus tierexperimentelle Beweise vor, daß **lokale Feldpotentiale (LFP)**, die nach dem Frequenzinhalt zur gamma-Band-Aktivität gehören, zeitlich eng mit der **MUA** [EO93, EKGS90, GS89, GEKS92, MM95, MF92] bzw. mit der **SUA** korreliert sind [ES95], so daß sie für den Nachweis kohärenter Oszillationen als Merkmal für das „feature binding by synchrony“ ebenso geeignet sind wie die mit der MUA [ASHG95, EBJ+88, EFB+93, EO93]. Gewöhnlich wurden dabei die LFP gemeinsam mit der MUA über gleiche Elektroden vorort im visuellen Kortex [AF85, BBE95a, BBE95b, EBJ+88, EFB+93, EKGS90, ES95, KS92, KELS93, FEB+94, GS89], im akustischen Kortex, im parietalen Kortex [MM95], im sensorimotorischen Kortex [MF92, SD93], im Hippokampus [BHU+92, GSS87] und im Bulbus olfactorius [EF91] abgeleitet. (**Abb. 1.1.**)

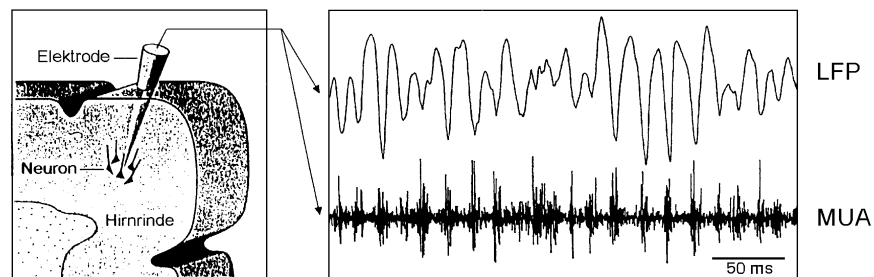


Abb. 1.1.

Zusammenhang zwischen LFP und MUA. Gleichzeitig über die selbe Mikroelektrode im Kortex abgeleitetes Signal mit Bandpaßfilterung des gleichen originalen Signals (1-100Hz für LFP und 1-3 kHz für MUA) [EKS96].

Unter Verwendung der **magnetic field tomography** war es möglich, lokale magnetische Feldoszillationen von 40 Hz im Thalamus und Kortex von Probanden und Alzheimer-Patienten [RIS+91] sowie am auditorischen Kortex nachzuweisen [LR93]. Unbestritten ist die Forderung, LFP gegebenenfalls in ECoG- bzw. EEG-Ableitungen nachzuweisen [MFC+96]. Erste tierexperimentelle Versuche mittels ECoG-Ableitung am Bulbus olfactorius des Kaninchens wurden von DI-Prisco und Freeman 1985 [DF85] und mit subduralem Elektrodengrid am visuellen Kortex des Affen von Freeman und Van Dijk 1987 [FV87] vorgelegt. Die Nachweisbarkeit von LFP im EEG von Primaten wurde jedoch bestritten [EBR+95].

Es besteht kein Zweifel darüber, daß LFP im Neuropil der Hirnrinde generiert werden. Die Amplituden dieser Potentialformation liegen, leitet man sie mit der MUA über eine gemeinsame Elektrode, also direkt am Generierungsort ab, in der Größenordnung von 100 - 400 μ V [EKGS90, SG95]. Bei einer durchschnittlichen Dicke der Hirnrinde von 2 - 3 mm sind sowohl an der Oberfläche als auch an der Markseite gemäß den Gesetzen der Potentialausbreitung im Gewebe noch größere Potentialreflexionen zu erwarten.

Noch genauere Untersuchungen am motorischen und somatosensorischen Kortex wacher Affen [MF92] mit einer Elektrode für die Erfassung der SUA oder MUA und mit einer beweglichen bzw. Mehrkanalelektrode für LFP zeigen, verwendet man die zelluläre Aktivität als Trigger für ein LFP-averaging:

1. daß sich die Phase der LFP-Oszillation mit der Tiefe der ableitenden Elektrode im Kortex verändert und sich unter 800 μ m komplett in ihrer Polarität umkehrt. Die normalerweise in der negativen LFP-Phase auftretende MUA oder SUA erscheint unter diesen Bedingungen in der positiven Phase der LFP, wenn die LFP an der Oberfläche der Rinde abgeleitet werden. Daraus kann gefolgert werden, daß je nach Schwerpunkt der unit-Aktivität in superfizialen oder tiefen Kortexschichten an der Oberfläche negative oder positive LFP erscheinen.

2. daß sich die kohärenten Oszillationen vom Gyrus präcentralis in mediolateraler Richtung, parallel zum Sulcus centralis, über Distanzen von 14 mm und mehr ausdehnten, wobei sich die Amplituden dieser Oszillationen kaum unterschieden. Daraus kann gefolgert werden, daß LFP nicht nur an der Oberfläche des Kortex, sondern auch am Skalp nachweisbar sind.

Auf der Basis dieser Folgerungen entwickelten Bartsch und Krüger die **Subpotentialanalyse**, eine Methode, lokale Feldpotentiale im ECoG und EEG des Menschen nachzuweisen. Basis des Nachweises sind Kreuzkorrelationsanalysen entsprechend breitbandig abgeleiteter ECoG- bzw. EEG-Episoden, die mit Potentialannahmen in einem sich mit der Ableitzeit des ECoG- bzw. EEG-Signals bewegenden Fensters korreliert wurden (**moving window cross-correlation, MWCC** [BKM97, K98]). Anfänglich wurden dafür LFP-Vorlagen aus der aktuellen Literatur [GS89] verwendet. Die Zeitpunkte der jeweilig maximalen Korrelationskoeffizienten nach Überschreiten der 1% igen Irrtumswahrscheinlichkeit wurden als **Subpotential-events (SPe)** protokolliert. In konstanten Beziehungen zu diesen Zeitpunkten wurden 25 bis 100 ms lange Signalabschnitte selektiert, unter Berücksichtigung der Polarität zu einem optimierteren Template gemittelt und erneut als Potentialvorlage verwendet. Diese Prozedur wurde rekursiv so lange fortgesetzt, bis die Faltung der SPe mit den gemittelten SP-Templates maximale Bestimmtheiten mit dem 10 - 400 Hz bandpaßgefilterten Signal eingingen. Um den Rechenaufwand zu minimieren, wurde in der weiteren Methodenentwicklung die erste Ableitung der Gaußschen Fehlerverteilungsfunktion als Template eingeführt, ein leicht zu variierendes Modell. Indem das energetische Maximum dieses Suchtemplates systematisch von 30 auf 300 Hz verändert wurde, um originale ECoG-Ableitungen am Menschen mit einer Bandbreite von 10 - 400 Hz auf enthaltene, dem LFP vergleichbare SP zu analysieren, wurde versucht, im gegebenen Bandbereich manifeste engbandige Resonanzphänomene in besonderen Frequenzbereichen, wie z.B. bei 40 Hz, zu finden. Dies gelang nicht. Statt dessen manifestierten sich in allen Frequenzbereichen des ECoG SP-Phänomene, die mit der Verlagerung des energetischen Maximums des

Suchtemplates in den Hochfrequenzbereich Form von einem biphasischen in ein triphasisches Template wechselten und ihre Dichte (SP-Phänomene pro Ableitelektrode und Zeiteinheit) erhöhten. Offenbar sind die sich so im ECoG darstellenden subpotentialen Events Produkt eines breiten Spektrums chaotisch organisierter neuronaler Populationen, die sich in ähnlicher Weise verhalten, wie räumlich-zeitliche Korrelationen im γ -Band des Elektrokortikogramms des Menschen [MFC+96].

Da sich für eine biologische Suchtemplateoptimierung keine Indikatoren finden ließen, waren für die endgültig gewählte Gestalt des Suchtemplates ausschließlich methodisch-technische Aspekte maßgebend. Das so nachgewiesene Potentialphänomen, dessen Leistungsoptimum von Patient zu Patient zwischen 40 und 110 Hz variiert, bezeichnen Bartsch und Krüger als Subpotential (SP). Daß es sich tatsächlich um ein lokales Feldpotential handelt, konnten Bartsch und Krüger durch subdurale Gridableitungen an Patienten mit fokaler Epilepsie nachweisen, indem sie jede Elektrode eines Elektrodengitters als Trigger für die SP-Selektion und als Trigger für elektrotonische Feldausbreitung unter den anderen Elektroden dieses Gitters verwendeten. In jedem Fall resultierte als örtlich eng umgrenzte Potentialquelle ein Nahfeld, welches weiträumig und unregelmäßig von einem gegensinnig gepolten Fernfeld flankiert ist. Kohärente Oszillationen zur Phase 0 wurden mit höchster Wahrscheinlichkeit zwischen benachbarten Nahfeldern gefunden, zeitlich verzögerte Kohärenzen hauptsächlich zwischen Nah- und Fernfeldern [KB96] [K98, BKM97].

Zwischenzeitlich wurden vergleichbare subpotentiale Feldstrukturen auch an mehrkanaligen EEG-Ableitungen hirngesunder Probanden gefunden, die je nach kognitiver Beanspruchung variante Ausprägungen erfahren und unterschiedliche räumliche Kohärenzen eingehen [WBKM97]. Interessanterweise erwiesen sich hier das kohärente Erscheinen räumlich getrennter SP als weitgehend unabhängig von der Häufigkeit der in der Zeiteinheit auftretenden SP (=SP-Dichte). Offenbar ist die SP-Kohärenz Folge einer kognitiven Steuerung, die zugleich auch das Erscheinen nichtkohärenter SP unterdrückt.

1.5. Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung für die vorliegende Arbeit bestand darin,

1. ein Versuchsparadigma für die Sprachgenerierung zu entwickeln, das bei unterschiedlicher Semantik der gesprochenen Sprache im auswertbaren Zeitbereich für den Probanden mit einem weitgehend identischen phoniatri-schen wie artikulatorischen Aufwand verbunden ist. Dadurch sollte gewähr-leistet werden, daß die an Kognitionen gebundene Semantik nicht durch eine unterschiedliche biologische Artefaktkontamination durch die orofaziale Muskulatur belastet wird.
2. die Unterschiede in der Semantik, Topographie und Emotionalität der gesprochenen Sprache mit üblichen EEG-Methoden nachzuweisen. Neben einer Analyse in den klassischen Bändern sollte die Methode reaktionskor-relierter Potentiale angewendet werden. Dabei sollte der Beginn der sprach-lichen Äußerung über ein Mikrofon erfaßt als Trigger für die Mittelung zum motorischen Bereitschaftspotential verwendet werden.
3. die Unterschiede in der Semantik, Topographie und Emotionalität der gesprochenen Sprache mit der Methode der SP-Analyse nachzuweisen. Dazu sollten die verschiedenen SP-Parameter wie Amplituden-Zeit-Template, Dichte ($=SP/s$) und Kohärenz zur Phase 0 angewendet werden. Um diese Parameter auf einzelne Bereiche des Bereitschaftspotentials be-ziehen zu können, sollten diese Parameter in mindestens drei präreaktiven und einer perireaktiven Zeitzone analysiert und in synoptische Beziehung zum Bereitschaftspotential gebracht werden. Außerdem galt es, auch die Beziehungen zwischen den spektralen und den SP-Parametern zu untersu-chen.
4. mögliche asymmetrische Repräsentationen durch bilateral symmetrische Ableitungen zu verifizieren.

Zur Erfüllung dieser Aufgabenstellung hatten hirngesunde Probanden beiderlei Geschlechts das Homonym „Leiter“ mit Verben, Hilfsverben und Adjektiven eindeutig zu erläutern. Vor dem jeweiligen Versuchsbeginn wurde den Probanden die Anwendung im Sinne als „Steigergerät“ oder im Sinne als „Direktor“ oder „Teamchef“ vorgegeben. Die erläuternden Sätze mußten ohne Anwendung des Artikels jeweils mit dem Wort „Leiter“ beginnen. Um aufkommende Schwierigkeiten bei der freigewählten Kombinatorik mit Verben oder Adjektiven zu vermeiden, wurden Wiederholungen zugelassen. Zur besseren Datenorganisation wurde den Probanden durch einen umlaufenden Zeiger das Zeitfenster zum Sprechen vorgegeben. Die EEG-Daten wurden breitbandig bis 2000 Hz und einer Zeitkonstanten von 1,5 s über die Positionen F3 und F4 sowie C3 und C4 (internat. 10-20-System [J58]) abgeleitet. Obgleich für die asymmetrische Sprachrepräsentation die Positionen T3 und F7 bzw. T4 und F8 zweifellos besser angepaßt wären, erschien die verwendete Positionierung auf der Galea aponeurotica aufgrund der größeren Entfernung zum M. epicranii temporoparietalis sowie zum M. frontalis und zum M. depressor glabellae, die bei artikulatorischen Aktivitäten mitwirken, als artefaktsicherer. Der Sprachbeginn wurde durch ein Mikrofon, 20 cm vor dem Orificium oris, erfaßt. Außerdem wurde ein Tonbanddokument für jeden Versuch angelegt. Die Bildung von Signalstrecken, die auf den Beginn des Wortes „Leiter“ ausgerichtet waren, erfolgte offline. Insgesamt sollten pro Trial 750 ms prä- und 250 ms perireaktiv erfaßt werden, um daraus entsprechende Bereitschaftspotentiale zu ermitteln und die Spektralanalyse in den klassischen Frequenzbändern durchzuführen.

1.6. Hypothesen

Folgende Hypothesen gilt es zu bestätigen oder abzulehnen:

Hypothese 1:

BP sind für die Erforschung der Sprache nicht geeignet. Aber ihre Anwendung in Beziehung zu sprachgenerierenden Prozessen gestattet, die neurophysiologischen Teilprozesse auf den Beginn des Sprechens zu relativieren.

Hypothese 2:

Die Spektralanalyse der zum Bereitschaftspotential gehörenden Signalperioden zeigt im Bereich der klassischen Frequenzbänder des EEG und im γ -Band keine auf die Anwendung des Homonyms bezogene Unterschiede.

Hypothese 3:

Nach Anwendung der SP-Analyse auf die gesamte Zeitperiode des Bereitschaftspotentials werden bei der Anwendung des Homonyms „Leiter“ Unterschiede erwartet, außerdem positive Korrelationen der SP-Amplitude und SP-Dichte mit dem γ -Band und geringere oder negative Korrelationen mit dem niederfrequenten δ - und θ -Band.

Hypothese 4:

Die synoptisch zum Amplituden-Zeit-Template des Bereitschaftspotentials in Zeitzonen analysierte Dichte positiver und negativer SP ist geeignet, die Quellen dieser langsamen präreaktiven Negativierung interpretatorisch zu erhellen.

Hypothese 5:

Die Kohärenz der Subpotentiale ist an die Subpotential-events gebunden, aber sie verhält sich unabhängig von der SP-Dichte.

2. Methode

2.1. Probanden

Die vorliegende Studie bezieht sich auf eine Gruppe von 28 gesunden Versuchspersonen, vornehmlich Medizinstudenten, davon 15 männliche und 11 weibliche Rechtshänder sowie jeweils ein Linkshänder. Die Probanden waren 18 bis 24 Jahre alt, das Durchschnittsalter lag bei 21 Jahren. Die Muttersprache aller Probanden war Deutsch. Neurologische bzw. zerebrale Störungen lagen nach dem Wissen der Probanden zum Untersuchungszeitpunkt und in der Vergangenheit nicht vor. Die Teilnahme an den Untersuchungen war freiwillig, die Probanden erhielten für ihren Zeitaufwand eine Vergütung.

2.2. Vorbereitung

Die Versuchspersonen wurden zunächst über Ziel und Ablauf der Untersuchungen informiert. Sie wurden aufgefordert, während des Versuchs laut und deutlich zu sprechen. Danach wurden die Ableitorte gemäß dem internationalen 10-20-System [J58] ausgemessen, markiert und mit „OMNI PREP PASTE“ (Weaver & Co.; USA) vorbereitet. Die „GOLDCUP“-Elektroden (Toennis; Würzburg) wurden mittels adhäsiver Elektrodenpaste „ELECTRODE CREAM EC2“ (Grass Instrument Company; USA) an der Kopfhaut fixiert. Mit einem Widerstandsmeßgerät wurden die Übergangswiderstände geprüft. Sie lagen in

allen Fällen unter 5 k Ω . Elektroden mit höheren Übergangswiderständen wurden nach nochmaliger Hautreinigung erneut aufgesetzt und geprüft.

Nachdem alle Elektroden befestigt waren, nahm der Proband im Sessel Platz. Die Elektroden wurden mit der Headbox verbunden. Nach einer Probeableitung zur Optimierung der analogen Verstärkereinstellung wurde das Signal jeder Elektrode mit einer 100 μ V Rechteckspannung geeicht.

Die gesamte Vorbereitungszeit dauerte ca. 20-30 Minuten.

2.3. Untersuchungsbedingungen

Die Versuchspersonen saßen während der EEG-Ableitung mit geöffneten Augen in einem elektrisch abgeschirmten, 2,5 m x 2,6 m großen Raum auf einem bequemen Sessel mit Nackenstütze. Im Sichtbereich der Probanden befand sich in einem Abstand von ca. 1,5 m ein Zeitgeber mit einer uhrähnlichen Scheibe und einem darüber langsam rotierenden Zeiger (1 Umdrehung / 12 s). Den Probanden wurde damit der Sprachrhythmus vorgegeben. Außerdem steuerte dieses System die Datenerfassung, indem ein mechanischer Schalter die EEG-und Mikrofonaufzeichnung für 6 Sekunden einschaltete, davon drei Sekunden vor Sprachbeginn und drei Sekunden nach Sprachbeginn. Durch diese Maßnahme wurde die Größe der primären Datenfiles auf die Hälfte reduziert. Neben dem Sessel befand sich die Headbox auf einem Stativ. Das Mikrophon war 20 cm vor dem Orificium oris des Probanden positioniert .

Der Versuchsablauf wurde durch den Versuchsleiter von einem angrenzenden Raum aus kontrolliert. Hier erfolgte auch die computergestützte Aufzeichnung der Meßwerte.

2.4. Versuchsablauf

Der Versuch wurde den vorgegebenen Bedeutungen des Homonyms „Leiter“ („Der Leiter“ = **R** und „Die Leiter“ = **I**) folgend, in zwei Abschnitte geteilt. Zwischen den Versuchsabschnitten wurde eine kurze Erholungspause von ca. 5-10 min eingelegt. Die Ablauffolge wechselte von Proband zu Proband. Der Versuchsleiter legte im Vorgespräch fest, mit welcher Wortbedeutung die Untersuchung zu beginnen war.

Alle Probanden hatten die Aufgabe, das Homonym „Leiter“ mit kurzen Wortgruppen laut zu erklären. Dabei mußte der homonyme Begriff ohne Artikel am Anfang jeder Wortgruppe genannt werden (z.B. „Leiter telefoniert“ oder „Leiter aus Holz“). Der Sprachrhythmus wurde durch den oben beschriebenen analogen Zeitgeber vorgegeben, womit auch ein bestimmter Zeitbereich angezeigt wurde, in welchem die Wortgruppen zu sprechen waren. In den Sprachpausen sollten sich die Probanden die nächste Wortgruppe ausdenken. In beiden Versuchsabschnitten sollten jeweils 60 Wortgruppen gebildet werden. Wiederholungen von Wortgruppen wurden im Interesse eines flüssigen Versuchsablaufes zugelassen.

Nach Versuchsende wurden die Probanden über ihre Eindrücke bezüglich des Schwierigkeitsgrades der Wortgruppenbildung bzw. nach der individuell angewandten Strategie der Aufgabenbewältigung in den einzelnen Versuchsabschnitten befragt. Die Ergebnisse wurden protokolliert. Nach dieser Analyse konnten die Probanden zumindest zu Auswertungsgruppen „Schwerer“ (**S**) bzw. „Leichter“ (**L**) zusammengefaßt werden.

2.5. Signalerfassung

2.5.1. EEG-Ableitung

Die EEG-Daten wurden breitbandig bis 2000 Hz mit einer Zeitkonstanten von 1,5 s über die Positionen F3 und F4 sowie C3 und C4 (int. 10-20-System [J58]) abgeleitet. Die Referenzelektroden A1 und A2 befanden sich auf dem rechten und linken Processus mastoideus. Sie wurden miteinander kurzgeschlossen. Die Masseelektrode wurde auf der Stirnmitte positioniert (siehe **Abb. 2.1.**).

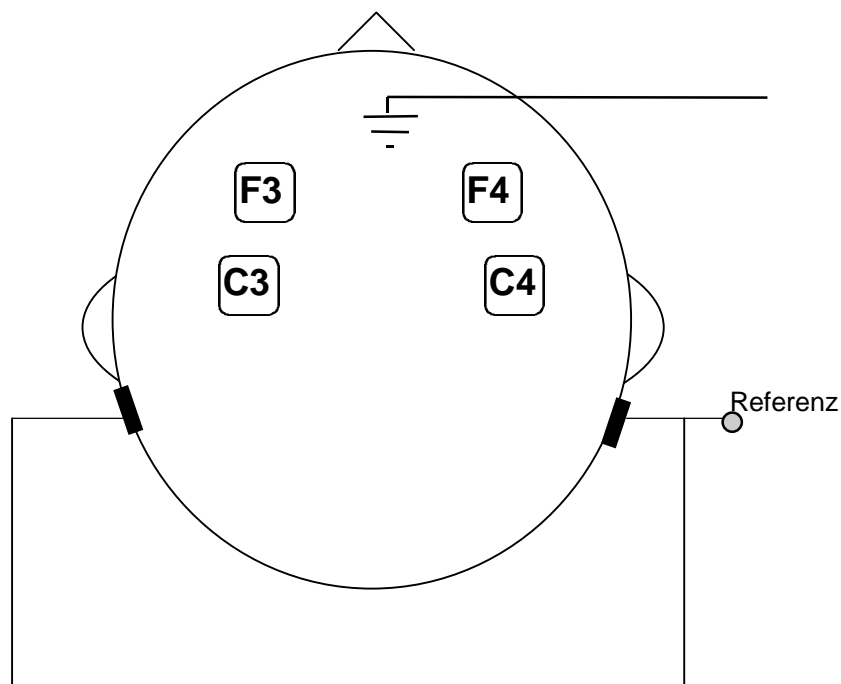


Abb. 2.1.

Anordnung der gewählten Ableitorte. Elektrodenposition: F3, F4, C3, C4, A1 und A2 (internationales 10-20-System), Masse: Elektrode auf Stirnmitte.

2.5.2. Aufzeichnung, Parameter und Geräte

Die EEG-Signale wurden verstärkt. Die Aufzeichnungsempfindlichkeit betrug $50 \mu\text{V}/\text{cm}$. Als EEG-Gerät diente ein „Bioscript 2002“ (VEB Medizingeräte Zwönitz, Deutschland).

Die Sprache wurde mit einem Mikrofon aufgenommen und über einen EMG-Eingang der Headbox des EEG-Gerätes verstärkt. Die Aufzeichnung der Sprache erfolgte mit einer oberen Grenzfrequenz von 2 kHz, einer Zeitkonstanten von 0,001s und einer Empfindlichkeit von 2 mV/cm.

Sprach- und EEG-Signale wurden zur Überwachung des Versuchsablaufs kontinuierlich über den Monitor des Bioscript 2002 angezeigt.

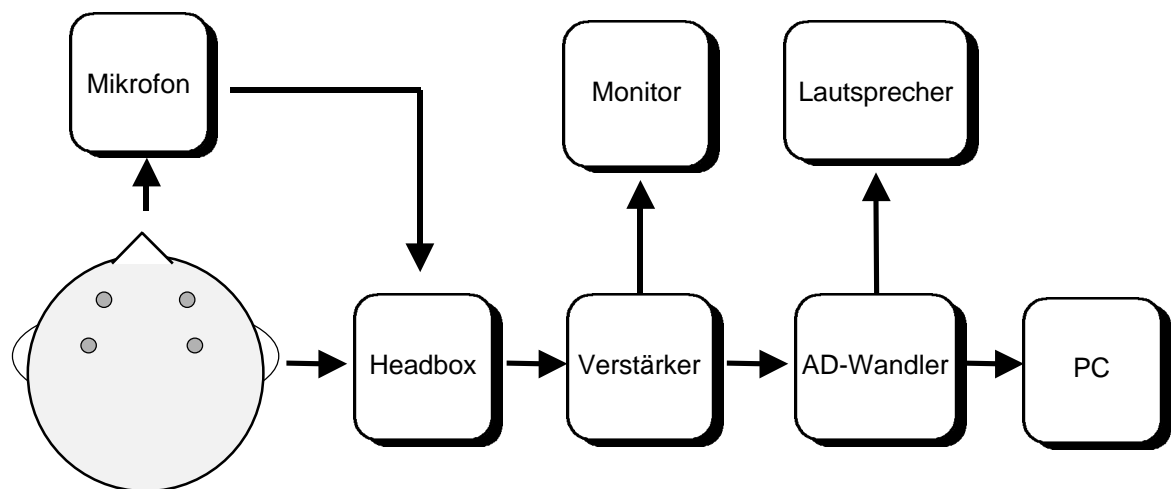


Abb. 2.2.

Blockschaltbild der Versuchsanordnung. Elektroden: vgl. Abb. 2.1. **Headbox:** Elektrodenanschlußfeld mit Vorverstärker; **Verstärker:** „Bioscript 2002“ mit Biomonitor (Zwönitz, Deutschland); **AD-Wandler:** Cambridge Electronic-Design „CED 1401“ (Science Park Cambridge, England), Auflösung: max. 32 Kanäle, max. 16000 Datenpunkte pro Sekunde; **PC:** 386 SX „Tandon“, ausgestattet mit Interface card und Software für CED.

Zur AD-Wandlung beider Signalkategorien wurde das 32-Kanal-Gerät „Cambridge Electronic Design (CED) 1401“, (Science Park Cambridge, England) genutzt. Die AD-Wandlungsrate pro Kanal betrug 2 kHz bei einer Auflösung von 12 Bit. Der DA-Ausgang des CED 1401 erlaubte außerdem eine akustische Kontrolle des aufgezeichneten Sprachsignals.

Die AD-gewandelten Signale wurden, gesteuert über den Zeitgeber, epochenweise über eine Interface card auf die Festplatte eines PC 386 SX „Tandon“ überspielt. Der Vorgang konnte am Monitor des PC verfolgt werden. Dabei wurden alle Epochen, die eine Artefaktschwelle von $\pm 150 \mu\text{V}$ überschritten, automatisch eliminiert.

Das Blockschaltbild der Versuchsanordnung ist in **Abb. 2.2.** dargestellt.

2.6. Datenanalyse

2.6.1. Vorverarbeitung: Synchronisation, Baselinenormierung

Die durch den Zeitgeber erzeugten 6-Sekunden-Epochen wurden offline auf die Dauer einer Sekunde gekürzt und so durch den Beginn des Sprechens synchronisiert, daß 750 ms vor und 250 ms nach Sprachbeginn entfallen. Alle EEG-Episoden, die diesem Zeitmaß nicht entsprachen, wurden eliminiert. Stand die Ermittlung von Bereitschaftspotentialen im Vordergrund, wurde eine Tiefpaßfilterung mit 30 Hz (digitales Butterworth - Filter, 2. Ordnung) durchgeführt. Sollten die Episoden mit der Subpotentialanalyse untersucht werden, wurde bandpaßgefiltert (10 - 400 Hz, digitales Butterworth - Filter, 2. Ordnung). In diesen sprachsynchronisierten Formen wurden die Signale für die weitere Auswertung gespeichert.

Für die Mittelungen der EEG-Signale zu grand-mean BP wurde eine Baselinenormierung durchgeführt. Dazu wurde in jeder einzelnen Episode der Signalbereich von -750 ms bis -500 ms gemittelt und als Bezug verwendet.

Das Sprachsignal wurde ebenfalls gemittelt. Da sich dabei aber nur eine Nulllinie ergab, wurde für die graphische Darstellung die Standardabweichung des Mikrofonsignals verwendet (**Abb. 3.1. A**).

In der weiteren Analyse wurden von allen Probanden, von allen Ableitungen und für jede homonyme Bedeutung folgende Daten berechnet und statistisch geprüft.

2.6.2. Gemittelte Bereitschaftspotentiale (BP)

Bei der Mittelung der baselinennormierten BP wurde für die Erstellung von Abbildungen und für die Prüfung auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test nur jede 10. Stützstelle tabelliert. Da sich nach diesem Test alle BP als normalverteilt erwiesen, wurde mit dem t-Test auf signifikante Unterschiede geprüft. Die Prüfung erfolgte an „grand mean“-Potentialen, die aus den normierten BP aller 28 Probanden gebildet wurden. Zuerst wurden die beiden Versuchsbedingungen auf „semantische Unterschiede“ mit dem abhängigen t-Test untersucht danach im regionalen Vergleich die interhemisphärischen bzw. transversalen und die fronto-zentralen oder sagittalen Unterschiede in den Ableitungen. Schließlich wurde auf „emotionale Unterschiede“ untersucht, nachdem die Daten nach Maßgabe subjektiv empfundener Schwierigkeiten bei der Wortgruppenfindung umsortiert wurden.

2.6.3. Spektralanalyse der BP in den klassischen Frequenzbändern

Die 750 ms vor und 250 ms nach dem Sprechen wurden zu einem Analyseintervall zusammengefaßt und mit einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) auf spektrale Zusammensetzung untersucht.

Die Fourier-Transformation besagt, daß sich jede beliebige Funktion $f(x)$ auch als eine Summe von Sinus- und Kosinusfunktionen verschiedener Frequenzen beschreiben läßt. Durch die Fourier-Transformation entsteht die „Fourier-Transformierte“, d.h. bei dieser Auswertung das Amplitudenfrequenzspektrum des untersuchten EEG-Signals. Um auf Grund der hohen Datenmenge bei vier

Ableitkanälen die Rechenzeit vertretbar zu gestalten, wurde die Methode der Fast-Fourier-Transformation (FFT) genutzt. Dazu wurden alle Episoden pro Untersuchungsabschnitt analysiert und das Amplitudenmittel für jedes Frequenzband in $\mu\text{V/Hz}$ berechnet. Die Ergebnisse wurden für folgende Frequenzbandbereiche angegeben: δ - **Band** (1 - 3 Hz), θ - **Band** (4 - 7 Hz), α - **Band** (7 - 13 Hz), β - **Band** (14-30 Hz), γ - **Band** (31-49 Hz). Anschließend wurden die spektralen Amplituden der untersuchten EEG-Signale mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung getestet und statistisch mit dem t-Test nach semantischen, regionalen und emotionalen Unterschieden ausgewertet.

2.6.4. Subpotentialanalyse

Im HF-Bereich des EEG-Signals befinden sich Potentialphänomene, die in ihrer Zeitstruktur den LFP ähneln. Um diese Potentiale herauszufinden, wurde die von Bartsch und Krüger entwickelte Subpotentialanalyse angewendet.

Bei der Subpotentialanalyse wird die **MWCC** [BKM97, K89] angewendet, um mit Hilfe einer LFP-ähnlichen Potentialannahme diejenigen Signalformationen im HF-EEG zu finden, die mit dieser Annahme signifikant ($p < 0.01$) und maximal korrelieren. Als Potentialannahme dient die erste Ableitung der Gaußschen Normalverteilung, deren Zeitbasis 10 ms beträgt

Solche EEG-Signalformationen werden als **Subpotential-events (SPe)** bezeichnet, die je nach Vorzeichen des Korrelationskoeffizienten entweder positiv oder negativ sind. Um zu verhindern, daß nach Erkennung eines SPe nach einem Phasenwinkel von 180° ein weiteres SPe mit entgegengesetztem Vorzeichen erkannt wird, ist mit dem erstmaligen SPe in der **MWCC** zwanghaft eine Totzeit verbunden. Nach empirischen Untersuchungen liegt die Totzeit in der Größe von 2,5 ms [K98]. Die SPe pro Elektrode und Sekunde werden als SP-Dichte (SPe/s) angegeben, entweder als absolute SP-Dichte oder als Dichte positiver oder negativer SPe.

Selektiert man aus jedem EEG-Signal definierte Zeitbereiche vor und nach den jeweiligen SPe und mittelt man diese, entsteht ein gemittelt Template (**aSP**), welches durch sukzessiv miterfaßte SP-Strukturen in der „Vorphase“ oder „Nachphase“ erheblich gestört wird. Um diesen Mittelungsfehler zu korrigieren, wurden deshalb auch die Intervalle zwischen positiv-positiven (**ppH**), positiv-negativen (**pnH**), negativ-positiven (**npH**) und negativ-negativen SPe (**nnH**) histografiert und zu einem event-interval-term (**eit**) gefaltet:

$$\mathbf{eit} = \mathbf{ppH} ** \mathbf{pnH} ** \mathbf{npH} ** \mathbf{nnH}$$

mit welchem das fehlerhafte **aSP** rückgefaltet das „wahre“ Template **SP(t)** bildet:

$$\mathbf{SP(t)} = \mathbf{aSP // eit}$$

Beide Formeln wurden der Promotion von H. Krüger entnommen [K98]. Das **SP(t)** erlaubt eine genaue und reproduzierbare Ausmessung seines Amplituden-Zeit-Templates, beispielsweise den in μV gemessen peak-to-peak-Abstand zwischen dem Minimum in der negativen Vorphase und dem Maximum zum Zeitpunkt des SPe. Der einzige Nachteil besteht darin, daß durch diese Rechenoperation pro Proband und Versuchsabschnitt nur ein Template pro Ableitelektrode zur Verfügung steht, dem jegliche Streuungsmaße fehlen. Aber diese notwendige Rechenoperation führt innerhalb einer untersuchten Population zu einem einheitlichen Ergebnis.

Solche Faltungsoperationen sind nicht mit beliebigen Signalabschnitten durchzuführen. In den vorliegenden Untersuchungen umfaßten die definierten Zeitbereiche vor und nach jedem SPe insgesamt 100 ms.

Zur weiteren Auswertung wurden je Ableitort und Versuchsbedingung die **SP-Amplituden** und die Anzahl aller SP-events pro Sekunde als **SP-Gesamtdichte (SPe/s)** berechnet. Nach Prüfung aller Werte auf Normalverteilung wurden analog zum BP die semantischen, emotionalen und topographischen Unterschiede dieser beiden SP-Parameter berechnet.

Um die Fragestellung nach möglichen Zusammenhängen zwischen SP-Parametern und den klassischen Frequenzbändern zu beantworten, wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt.

2.6.5. Intervallhistographie der SP-events

Bei der Selektion der SPe fiel auf, daß diese nach bevorzugten Intervallen auftreten. Es wurden die Intervall-Längen berechnet und die Auftrittshäufigkeit über den jeweiligen Intervallen, die von 3 bis 25 ms reichten, histographisch dargestellt. Um die SPe-Intervalle auf semantische, regionale und emotionale Einflüsse prüfen zu können, wurden die Intervalle für jede Ableitung in die Versuchsgruppen **R** und **I** sowie in die Auswertgruppen **S** und **L** sortiert. Die semantischen, regionalen und emotionalen Unterschiede in den SP-Intervallen wurden nach Prüfung auf Normalverteilung innerhalb jeder Intervallklasse analog zu den Bereitschaftspotentialen mittels t-Test im Programm SPSS geprüft.

2.6.6. Auswertung von SP-Parametern in Zeitzonen

Um einen synoptischen Zusammenhang zum BP zu erstellen, wurde das Analyseintervall in drei Zeitzonen von jeweils 250 ms aufgeteilt. Die Aufteilung der präreaktiven und perireaktiven EEG-Episoden orientierte sich am Sprachbeginn und betrifft folgende Zeitzonen: **ZZ1** = -750,0 ... -500,5 ms; **ZZ2** = -500,0 ... -250,5 ms; **ZZ3** = -250,0 ... -0,5 ms vor und einer Zeitzone von 250 ms (**ZZ4** = 0 bis 249,5 ms) nach Sprachbeginn. Die SP-Analyse wurde für diese definierten Zeitabschnitte wiederholt, wobei die SPe nach ihrem Vorzeichen getrennt analysiert wurden. Dynamische Unterschiede in der SP-Dichte zwischen den direkt aufeinanderfolgenden Zeitzonen wurden mittels Wilcoxon-Test auf Signifikanz geprüft. Die semantischen, regionalen und emotionalen Unterschiede in der SP-Dichte wurden mit dem Wilcoxon-Test geprüft.

2.6.7. Kohärenz gleichgepolter Subpotentiale

Weiterhin fiel bei der Subpotentialanalyse auf, daß einige SPe in derselben EEG-Episode an verschiedenen Ableitorten zum gleichen Zeitpunkt, also kohärent bzw. „gekoppelt“ auftraten. Zur Darstellung des Zusammenhangs von zwei verschiedenen Ableitorten wurde in jeweils zwei Kanälen das zeitliche Erscheinen der SPe untersucht (Zweikanalkopplungsanalyse), wobei jeweils einer der beiden Kanäle als Triggerkanal fungiert. Das simultane Auftreten von Subpotentialen in beiden Kanälen steht für das Merkmal „gekoppelt“. Dabei wurde eine zeitliche Unschärfe von ± 1 Stützstelle ($= \pm 0,5$ ms bei 2kHz AD-Wandlungsrate) zugelassen.

Normiert man die gekoppelt auftretenden SPe zweier Ableitkanäle auf die SPe des jeweiligen Triggerkanals, ergeben sich Kanalkopplungsfaktoren (**KKF**). Analog den SPe ergeben sich auch hier positive und negative Faktoren (**KKF+**, **KKF-**).

Durch die Verknüpfung von vier Kanälen kommt es nach der Regel dieser Zweikanalkopplungsanalyse zu $n \cdot (n-1)$ Kopplungen, d.h. zu 12 verschiedenen Zweikanalkopplungen. Unter der Berücksichtigung der Polarität sind das 24 mögliche Kopplungen bzw. nach Aufteilung in vier Zeitzonen 96 Kopplungen für jede einzelne Versuchsbedingung. Um die Rechenzeit bei dieser Vier-Kanalableitung in vertretbaren Grenzen zu halten, wurden Kopplungen nur zwischen gleichgepolten SP untersucht.

Faßt man nach Maßgabe der Zweikanalkopplung alle zu einem Triggerkanal als „gekoppelt“ ermittelte SP aller anderen Ableitkanäle zusammen und normiert man diese auf die SP-Dichte des Triggerkanals, erhält man einen Faktor, der die Kanalkopplungsdichte (**iKF**) dieses Triggerkanals mit den übrigen Ableitorten beschreibt. Um ebenfalls einen synoptischen Zusammenhang zum BP herstellen zu können, erfolgte die Berechnung der **iKF+** und **iKF-** analog zur SP-Dichte in den vier definierten Zeitabschnitten. Anschließend wurden statistische Prüfungen für die dynamische Entwicklung in den Zeitzonen sowie für die topographischen, semantischen und emotionalen Unterschiede durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1. Allgemeine Ergebnisse

Nach Ausschluß artefizieller Daten standen für die Analyse durchschnittlich 2 x 42 artefaktfreie Sweeps, d.h. signalbezogene EEG-Epochen pro Wortbedeutung und Proband (**R**: $42,0 \pm 8,5$; **I**: $43,3 \pm 7,7$) zur Bildung gemittelter Bereitschaftspotentiale bzw. zur Subpotentialauswertung zur Verfügung. Diese Daten wurden pro Proband auf jeweils eine Streamerkassette gespeichert.

Alle Probanden wurden nach Versuchsende über ihre Eindrücke bezüglich des Schwierigkeitsgrades in der Wortgruppenbildung und nach der Strategie der individuellen Aufgabenbewältigung befragt. Die Suche nach Wortgruppen in der Bedeutung **I** wurde von 17 Probanden als schwerer empfunden. 9 Probanden schätzten **R** als schwieriger ein. 2 Probanden konnten sich nicht entscheiden. Die von den einzelnen Probanden angewandte Strategie in der Aufgabenbewältigung folgte nur zum Teil der Instruktion, neue Wortkombinationen zur Beschreibung des Homonyms sich nur in den Sprechpausen auszudenken. Sehr oft wurden Antwortmodelle eingesetzt, die von einer konkreten Person oder einer konkreten Leiter ausgingen und nur mit spezifischen oder allgemeinen Adjektiven ergänzt wurden. Bei solcher Strategie war also schon ein Großteil der Aufgaben abrufbereit in einer Sprechpause vorbereitet und im weiteren Ablauf der Untersuchung nur entsprechend eingespeist worden. Andere wiederum gingen, ohne Bindung an das Homonym, von vorgefaßten Antwortschemata aus, die dann z.B. bei Farben das ganze sichtbare Farbspektrum einsetzten. Neben einer solchen individuellen Schwierigkeitsminimierung nahmen andere Probanden in Ermangelung solcher

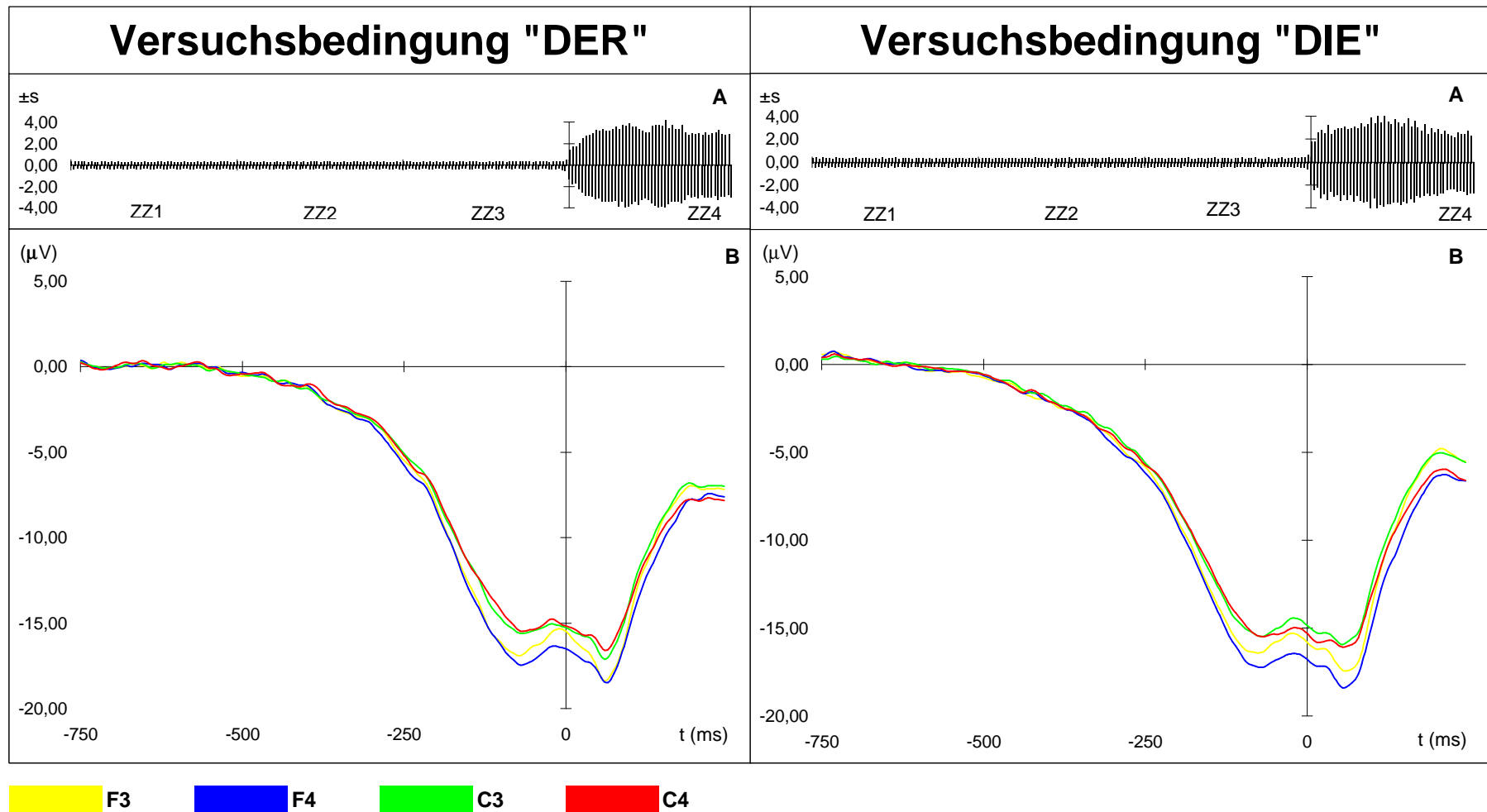


Abb. 3.1.

A) Standardabweichung ($\pm s$) des Mikrofonsignals des Morphems "LEITER" in Bezug auf die vier Zeitzone (ZZ1= -750ms...-500ms, ZZ2= -500ms...-250ms, ZZ3= -250ms...0, ZZ4= 0...250ms)

B) Grand mean der baselinenormierten Bereitschaftspotentiale (μV) vor Vokalisation des Wortes "LEITER", abgeleitet über F3, F4, C3 und C4 (Intern. 10-20-System)

individuellen Hilfsfunktionen das Angebot der Wiederholung in Anspruch, wodurch bei diesen die Sprechpause entweder mit größeren oder, wenn aus Gründen der Bequemlichkeit auf das Nachdenken verzichtet wurde, mit geringeren kognitiven Beanspruchungen erfüllt war. Darüber hinaus gab es auch einige Probanden, die während der laufenden Aufgabe ihre Antwortstrategie nach dem einen oder anderen Muster optimierten.

Die erwiesene individuelle Vielfalt war mithin wenig geeignet, die Datenauswertung in der einen oder anderen Richtung weiter zu strukturieren, außer nach der Topographie, dem Homonym selbst und dem Schwierigkeitsgrad. Nach der einen oder anderen Kategorie geprüft, wird deshalb im folgenden neben topographischen (**F3**, **F4**, **C3**, **C4**) nur nach semantischen (**R**, **I**) bzw. emotionalen (**L**, **S**) Unterschieden gesucht.

3.2. Gemittelte Bereitschaftspotentiale (BP)

Die baselinenormierten und auf den Sprachbeginn zentrierten BP aller 28 Probanden wurden je Ableitort zu „grand means“ zusammengefaßt.

3.2.1. Potentialverlauf

Ähnlich den schon bekannten Bereitschaftspotentialen (**BP**) vor Bewegungen wurde auch vor dem Sprechen ein BP im EEG nachgewiesen. **Abb. 3.1.B** zeigt das Grand mean der baselinenormierten und gemittelten BP aller Probanden, die über **F3**, **F4**, **C3** und **C4** abgeleitet wurden sowie den zeitlichen Bezug zum Sprachbeginn (**Abb. 3.1.A**).

Über den genauen Beginn der Negativierung dieses Potentials kann keine konkrete Aussage getroffen werden. Trends einer Negativierung wurden etwa -600 ms vor Sprachbeginn ($t = 0$ ms) gefunden. Diese Negativierung zeigt von -600 ms bis -250 ms nur eine geringe Zunahme. In der Zeit von -250 ms bis -125 ms wird die Negativierung stärker und erreicht bei etwa -75 ms vor

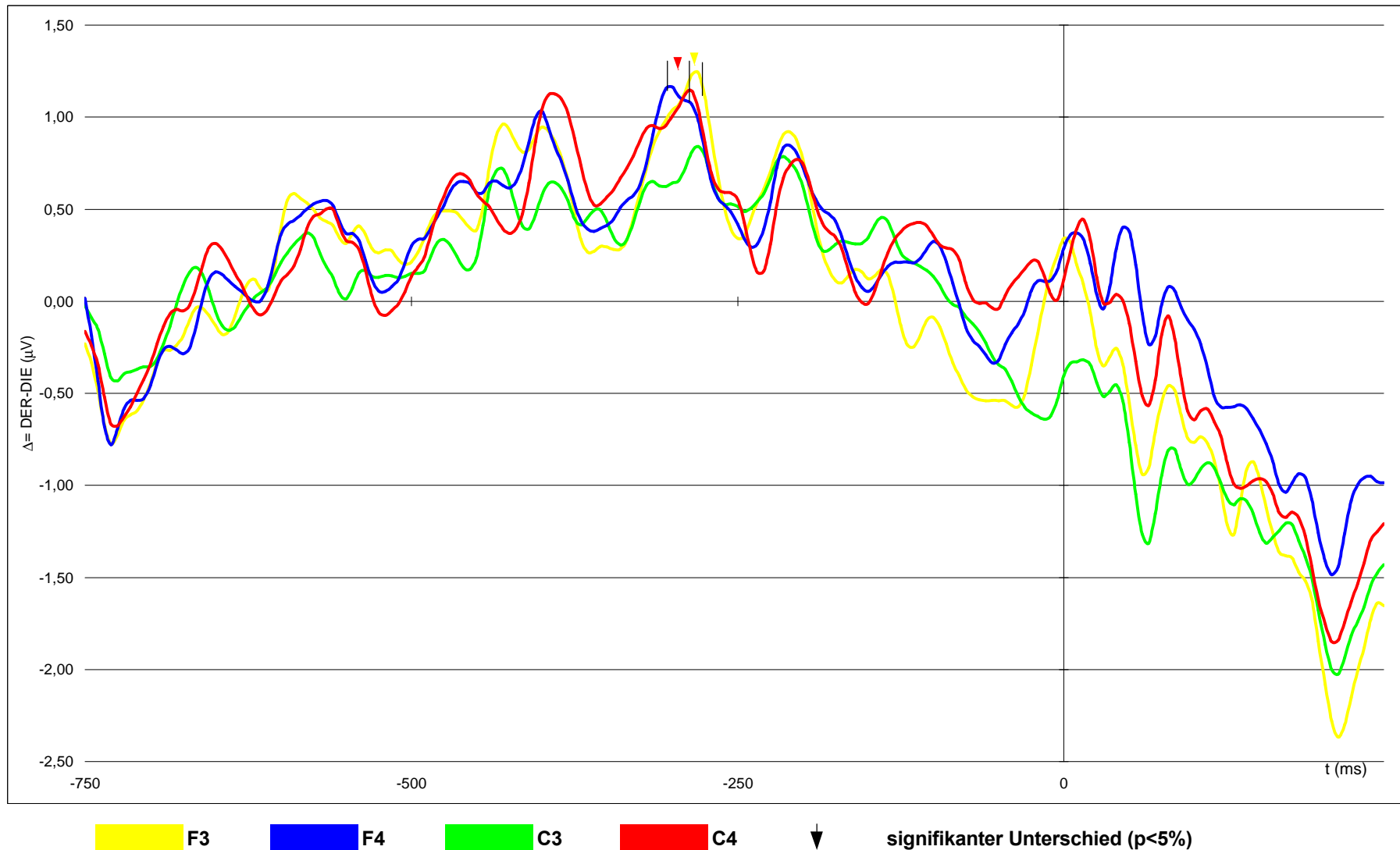


Abb. 3.2.
 Unterschiede zwischen den gemittelten Bereitschaftspotentialen der beiden Versuchsbedingungen R und I an den vier Ableitorten F3, F4, C3 und C4. Dargestellt als Differenz (μV) der Mittelwerte (BP R - BP I).

Sprachbeginn mit ca. -18 μV ein erstes Minimum. Bis zum Sprachbeginn wird das Potential um ca. 3 μV positiver, um sich dann sofort mit dem Beginn des Sprechens wieder zu negativieren. 75 ms nach Sprachbeginn wird ein weiteres Minimum mit einer Amplitude von -19 μV erreicht. Danach setzt eine steile Positivierung ein.

Die Amplitudenmaxima sind bei beiden Versuchsbedingungen in den frontolateralen Bereichen (**F3**, **F4**) größer als über den zentrolateralen Bereichen (**C3**, **C4**), wobei die Amplitude über **F4** generell am größten ist.

3.2.2. Unterschiede im BP

Da sich die Datenstruktur nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test als normalverteilt erwies, wurde mit dem unabhängigen t-Test geprüft, ob sich die Amplituden des BP unter bestimmten Bedingungen unterscheiden. Die statistische Auswertung ergab, daß im topographischen und im emotionalen Vergleich zwischen den simultan abgeleiteten BP der verschiedenen Ableitorte keine signifikanten Unterschiede bestehen. Wie in **Abb. 3.2.** zu sehen ist, gibt es zwischen den beiden semantischen Bedeutungen (**R**, **I**) nur über den Ableitorten **F3** und **C4** in der 2. Zeitzone, also in der Zeit von -500 ms bis -250 ms vor dem Sprechen, jeweils einen Bereich von wenigen Millisekunden mit signifikanten Unterschieden ($p < 5\%$). Dieser Bereich beginnt über beiden Ableitorten bei -290 ms vor Sprachbeginn und dauert linksfrontal 18 ms und rechtszentral 9 ms. In beiden Fällen ist die Amplitude für die Versuchsbedingung **R** signifikant größer als für **I**.

3.3. Analyse der klassischen Frequenzbänder

Das EEG der vier Ableitorte wurde in Abhängigkeit der Bedingungen **R**, **I**, **L**, **S** bei jedem Probanden auf die spektrale Amplitudenzusammensetzung untersucht. In **Abb. 3.3.** ist die spektrale Amplitudenzusammensetzung über allen

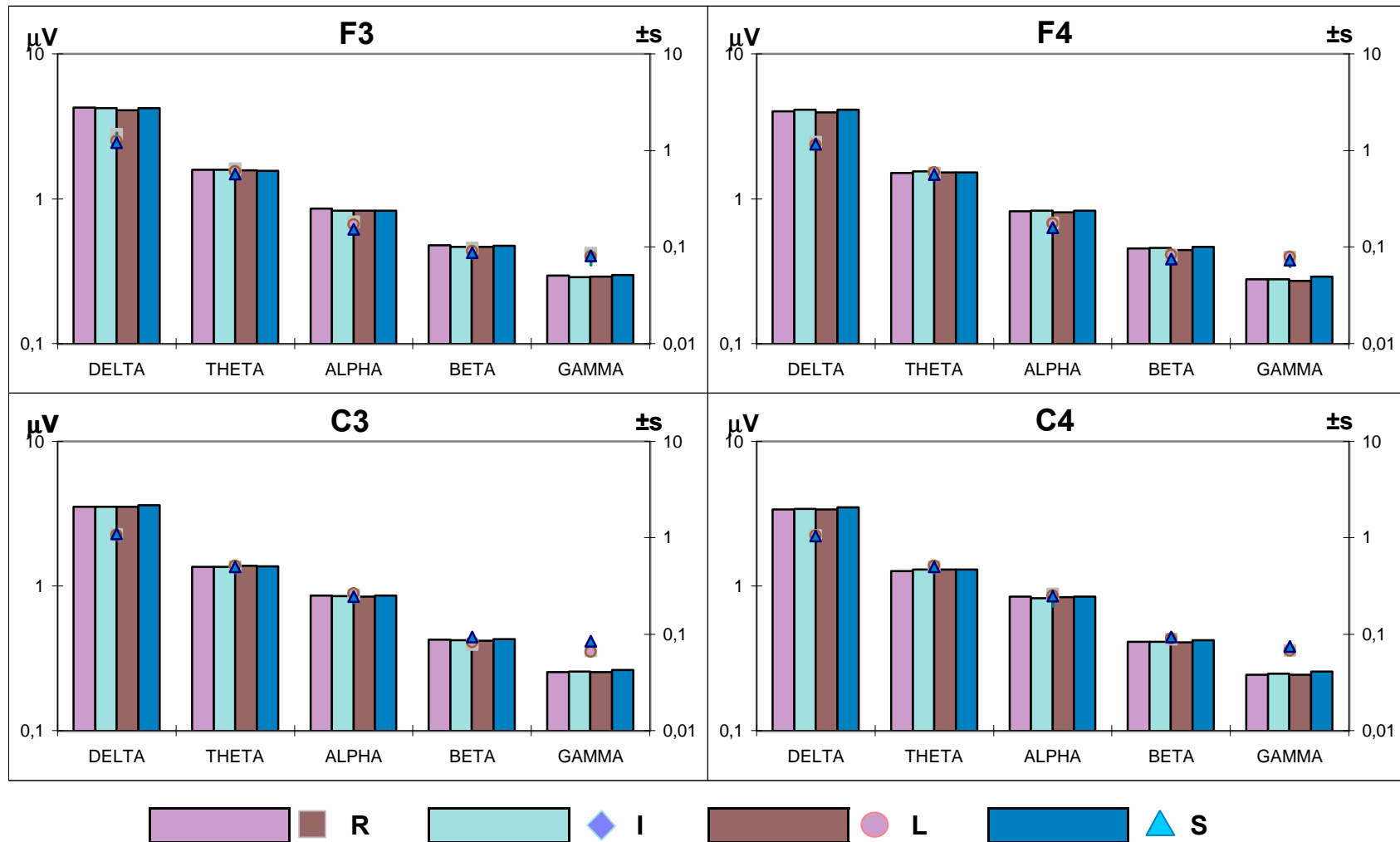


Abb. 3.3.
Mittelwerte (μV , dargestellt als Balken) und Standardabweichung ($\pm s$, dargestellt mit Symbolen) der Amplituden der klassischen Frequenzbänder an den vier Ableitorten.

Ableitorten dargestellt. Es fällt auf, daß die größten Amplituden, dargestellt in $\mu\text{V}/\text{Hz}$, unter allen Bedingungen und in jeder Ableitung dem δ -Band zuzuordnen sind. Bei logarithmischer Skalierung der Ordinate bildet sich die Amplitude im δ -Band überproportional ab und reduziert sich vom θ - zum γ -Band stufenförmig. Zwischen den vier verschiedenen Bedingungen lassen sich kaum Unterschiede erkennen.

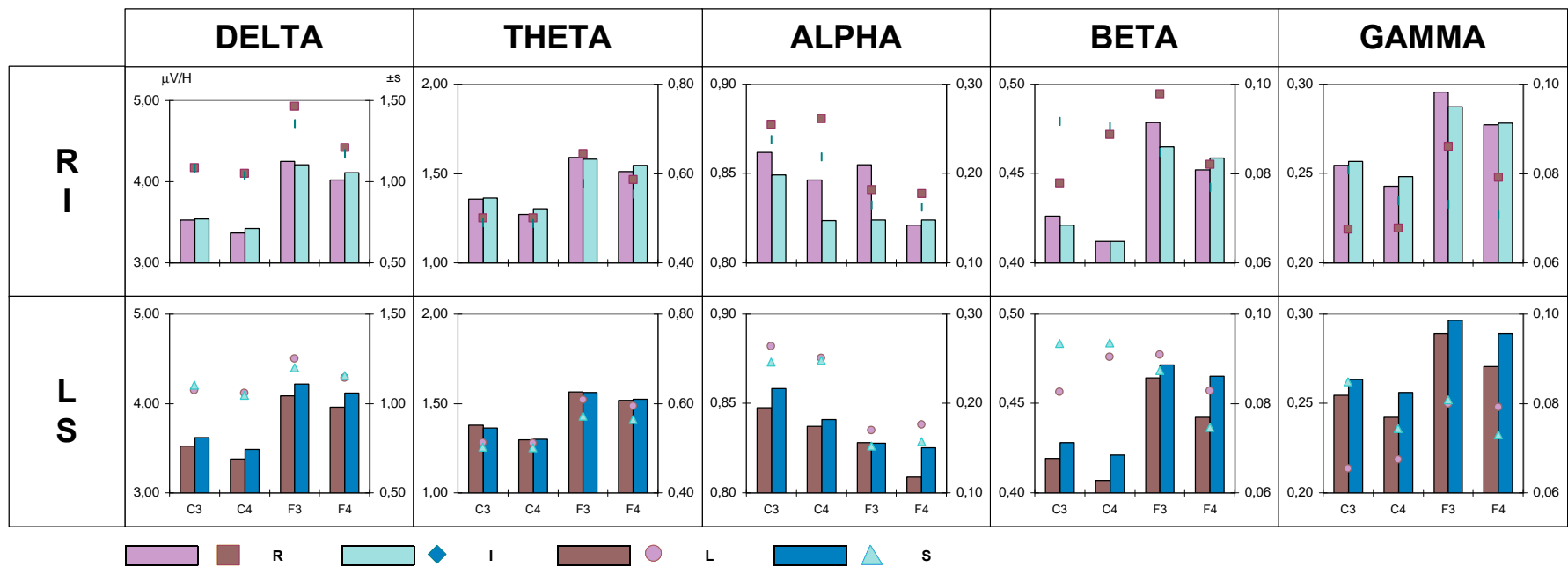
Nach Prüfung der Werte auf Normalverteilung wurde mit dem unabhängigen t-Test der semantische (**R**, **I**) und emotionale (**L**, **S**) Vergleich für jeden Ableitort sowie der topographische Vergleich für die verschiedenen Versuchsbedingungen (**R**, **I**, **L**, **S**) durchgeführt. **Abb. 3.4.** zeigt die Amplituden der einzelnen Frequenzbänder je Ableitort und Versuchsbedingung sowie die Zusammenfassung der Ergebnisse der semantischen und emotionalen Signifikanzprüfung.

3.3.1. Unterschiede zwischen den Frequenzbändern

Nach dem semantischen Vergleich weist nur das α -Band bei der Versuchsbedingung **R** signifikant größere Amplituden im linksfrontalen Bereich (**F3**) auf. Im zentralen Bereich sind die Amplituden des α -Bandes bei der Versuchsbedingung **R** rechts (**C4**) ebenfalls größer als bei **I**. Dieser Unterschied ist allerdings nur als Trend ausgewiesen ($p < 10\%$).

Der emotionale Vergleich ergab nur Unterschiede auf dem $p < 10\%$ - Niveau, jedoch ausschließlich im β -Band. Die größeren Amplituden treten hier rechts frontal (**F4**) und rechts zentral (**C4**) auf, wenn die Probanden die Versuchsbedingung als schwerer einschätzen.

Beim topographischen Amplituden-Vergleich fällt auf, daß im α -Band zwischen den Ableitorten generell keine Unterschiede zu finden sind (vgl. **Abb. 3.5.**)



semantisch emotional	C3	C4	F3	F4	C3	C4	F3	F4	C3	C4	F3	F4	C3	C4	F3	F4	C3	C4	F3	F4
R-I																				
L-S																				

Abb. 3.4.:
 oben: Mittelwert ($\mu\text{V/Hz}$, als Balken) und Standardabweichung ($\pm s$, als Symbol) der Amplituden verschiedener Frequenzbänder in Abhängigkeit der unterschiedlichen Versuchs- und Auswertungsbedingungen
 unten: Zusammenfassung der Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels t-Test, für den semantischen Vergleich (R, I) und den emotionalen Vergleich (L, S)

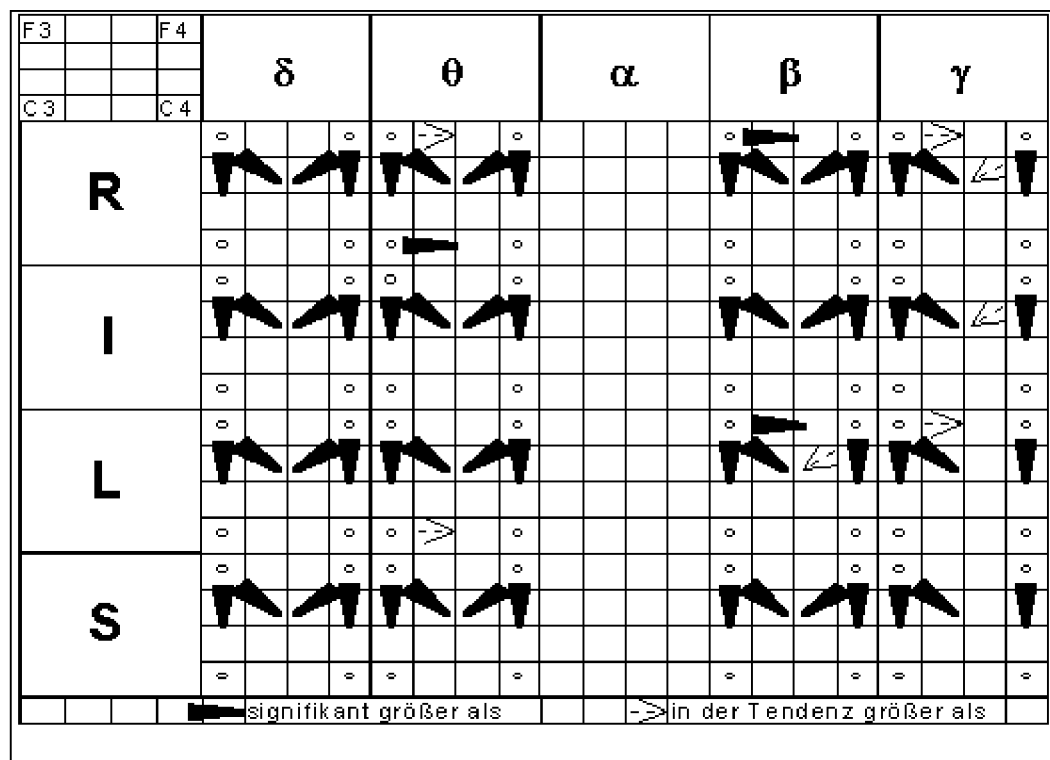


Abb. 3.5.

Die durch unabhängigen t-Test ermittelten signifikanten ($p < 5\%$: ▶) bzw. tendenziellen Unterschiede ($p < 10\%$: ->) im topographischen Vergleich der Amplituden verschiedener Frequenzbänder (δ , θ , α , β , γ) unter den verschiedenen Ableit- und Auswertbedingungen (R, I, L, S). Die Pfeilspitze zeigt jeweils auf den kleineren Wert.

In allen anderen Frequenzen sind die Amplituden unter allen Bedingungen (R, I, L, S) linksfrontal (F3) stets signifikant größer als links bzw. rechts zentral (C3, C4). Eine signifikante Asymmetrie zugunsten der linken Hemisphäre wurde unter R zentral im θ -Band und frontal im β -Band gefunden. Ähnliche Aussagen können auch über die Amplituden der rechten Seite getroffen werden: Auch hier sind sie frontal signifikant größer als zentral. Zur kontralate

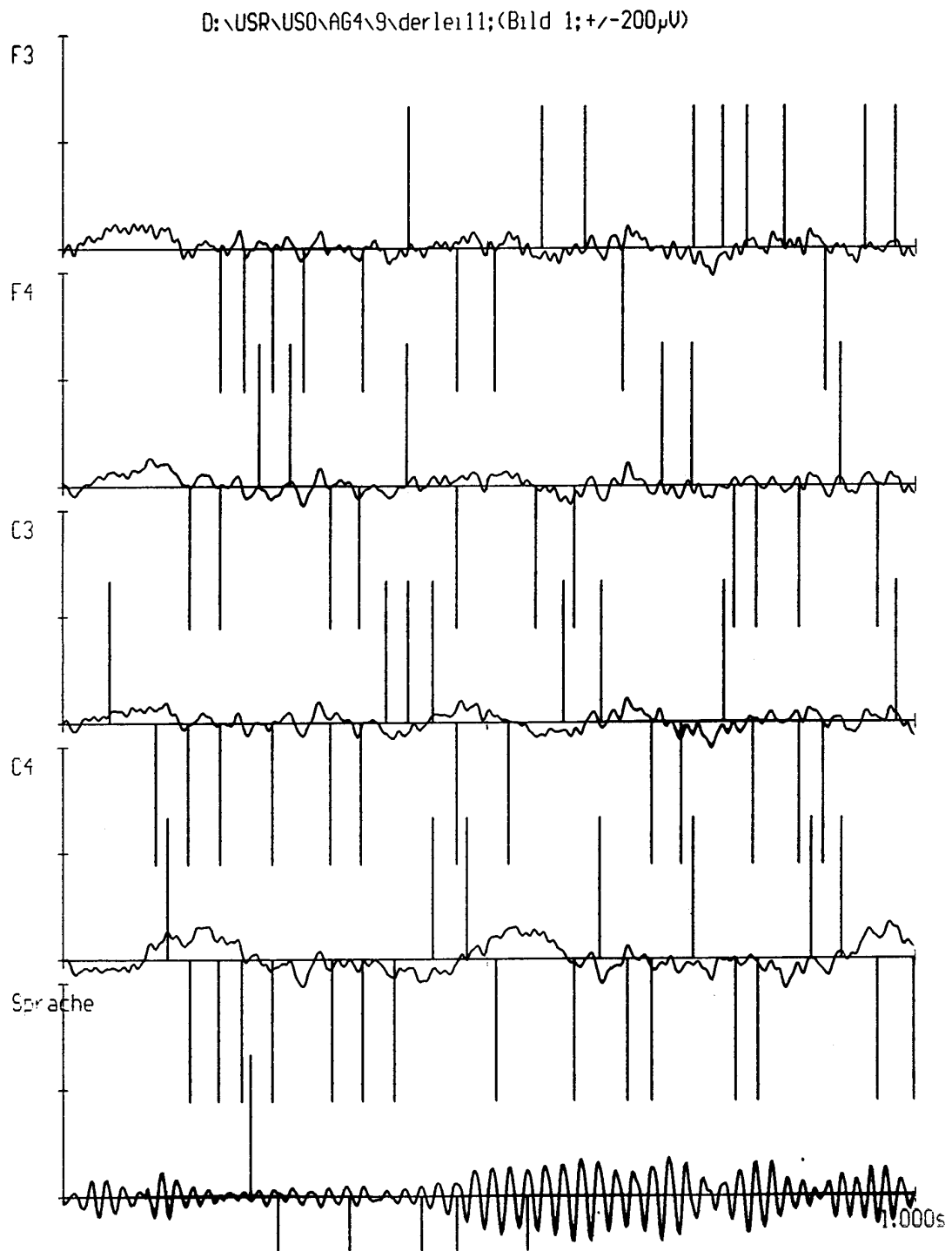


Abb. 3.6.
Originalausschnitt einer SP-event-Analyse mit der Dauer von 250ms am Beispiel
der Versuchsperson 11 unter der Versuchsbedingung R.

ralen Seite ist der Amplitudenunterschied nicht immer so stark ausgeprägt. Signifikante Unterschiede zwischen rechtsfrontal (**F4**) und linkszentral (**C3**) können im δ - und θ -Band bei allen Bedingungen (**R**, **I**, **L**, **S**) beobachtet werden, nicht dagegen im β -Band unter der Bedingung **L**; hier ist der Amplitudenunterschied nur mit $p < 10\%$ ausgewiesen. Betrachtet man außerdem den rechtsfrontal-linkszentralen Unterschied, so ist dieser im γ -Band nur für die Kondition **S** signifikant, unter den Bedingungen **R** und **I** liegt dieser Unterschied nur bei einem $p < 10\%$. Insgesamt fällt auf, daß bei den Bedingungen **I** und **S** in allen Frequenzbändern eine identische Verteilung der Amplitudenhöhen über den Ableitorten zu finden ist. Ebenso ähneln sich die Bedingungen **R** und **L**, bei denen frontal und zentral signifikante Unterschiede zwischen links und rechts auftreten. Besonders im β -Band und tendenziell auch im γ -Band sind die Amplituden linksfrontal größer als rechtsfrontal. Im zentralen Bereich kann der Rechts-Links-Unterschied nur im θ -Band gefunden werden, wobei dieser bei **R** signifikant und bei **L** nur tendenziell angedeutet ist.

3.4. Subpotentialanalyse

Abb. 3.6. zeigt als Beispiel einer SP-event-Analyse einen originalen Signalausschnitt der Versuchsperson 11 unter der Bedingung **R** für die Dauer von 250 ms. Von oben nach unten sind die bandpaßgefilterten EEG-Signale über **F3**, **F4**, **C3** und **C4** abgebildet. Die unterste Signalspur kennzeichnet das Mikrofonsignal der Sprache. Der Moment des Aufschwingens der Oszillationen im Mikrofonsignal deutet auf den Beginn des Sprechens. Die an die Grundlinie jeder EEG-Aufzeichnung aufgesetzten bzw. angehängten Strichmarken kennzeichnen die Zeitmarken, wo positive bzw. negative **SPe** gefunden wurden. Sie treten teils gruppiert, teils kohärent auf, wobei sich positive und negative **SPe** unregelmäßig abwechseln.

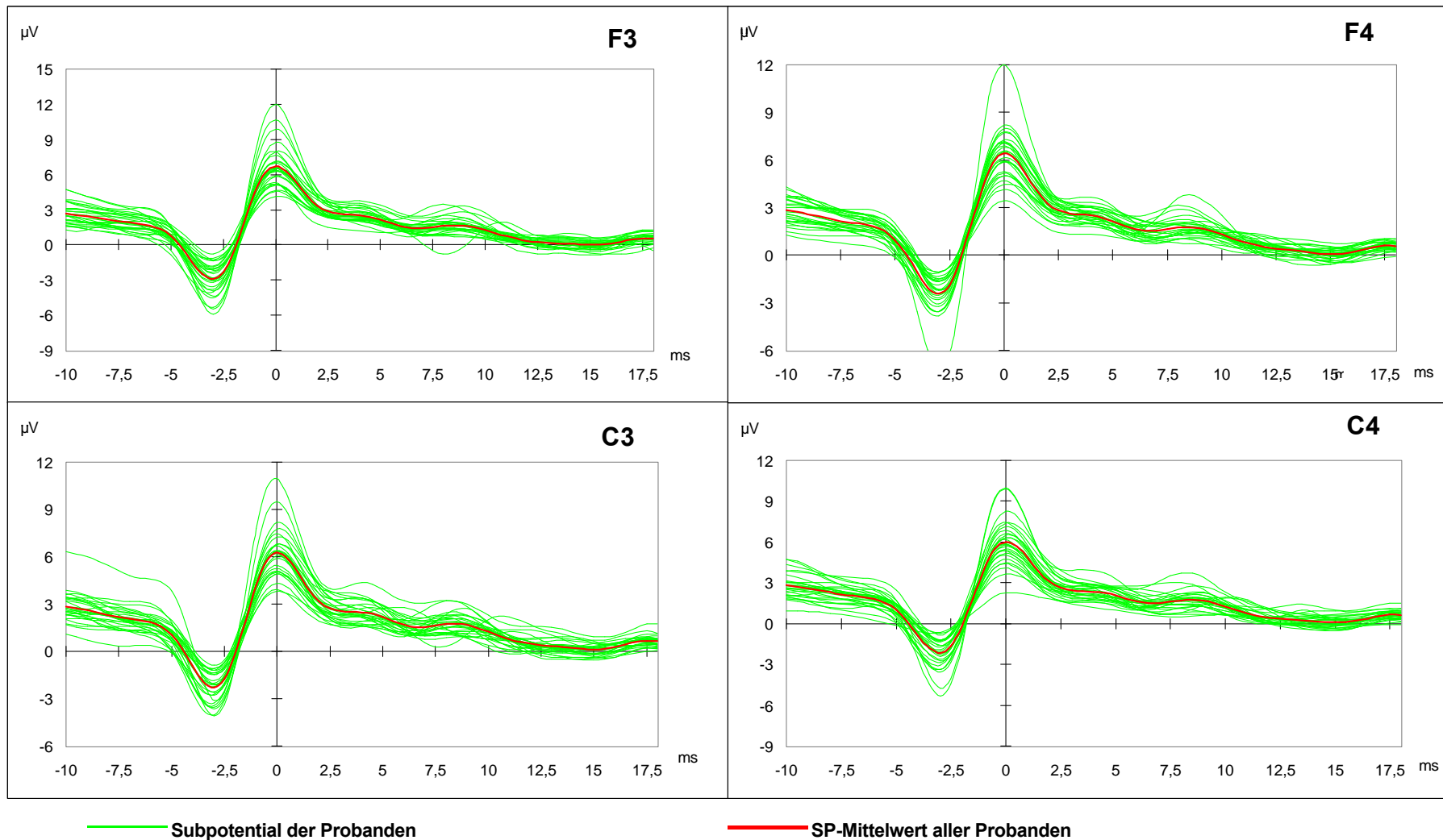


Abb. 3.7.
Subpotentialverlauf je Proband und als Mittelwert aller Probanden, dargestellt für jeden Ableitort und die Bedingung "DER"

Die Hochrechnung der Anzahl aller SP-events auf die Zeiteinheit einer Sekunde und auf den Ort jeder Ableitung bezogen zur SP-Dichte (**SP/s**) demonstriert, mit welchem Informationsverlust eine solche Angabe verbunden ist.

3.4.1. Potentialverlauf

Am Beispiel der Versuchsbedingung **R** wird der Verlauf dieser durch Rückfaltung entstandenen **SP** aller an dieser Untersuchung beteiligten Probanden in Form einer Superposition über jeden Ableitort mit Angabe des arithmetischen Mittelwertes dieser Population dokumentiert (vgl. **Abb. 3.7.**). In jeder Ableitung ist eine vergleichbare und wiederkehrende Potential-Zeit-Funktion zu erkennen, die sich individuell und topographisch durch ihre Amplituden unterscheidet. Dabei wurde der Nullpunkt der Zeitachse auf den jeweils gefundenen Zeitpunkt maximaler Kreuzkorrelation zwischen Suchtemplate und bandpaßgefiltertem Signal zentriert. In der vom Vorzeichen unabhängigen SP-Abbildung stellt sich der biphasische Verlauf in einer kurzen negativen Vorphase, einem schnellen Polaritätswechsel, einem positiven Maximum und in einer etwas verzögerten Potentialrückbildung zur Base-Line dar. Da sich dieser Potentialverlauf unter allen Bedingungen (**R, I, L, S**) als sehr ähnlich erwies, wurde auf weitere Abbildungen verzichtet.

3.4.2. Unterschiede in SP-Amplitude und SP-Dichte.

Abb. 3.8. zeigt, daß sich die SP-Amplituden, gemessen als peak-to-peak-Abstand zwischen dem Minimum in der negativen Vorphase und dem Maximum zum Zeitpunkt $t = 0$ ms in μV und die SP-Gesamtdichten, gemessen in SP/s, zwischen den verschiedenen Ableitorten und Versuchsbedingungen unterscheiden.

Nach Prüfung auf Normalverteilung wurde mit dem t-Test auf signifikante Unterschiede im semantischen (**R,I**) und emotionalen (**L,S**) Vergleich sowie auf topographische Unterschiede innerhalb der Versuchsbedingungen (**R, I, L, S**) untersucht. Unterschiede treten nur in der Gesamtdichte der SP an zwei

Ableitorten und auf dem $p \leq 10\%$ Niveau sowohl zwischen den Bedeutungen **R** und **I**, als auch zwischen den beiden Schwierigkeitsstufen **L** bzw. **S** auf. So ist rechts die Gesamtdichte der SP bei **R** zentral (**C4**) größer als bei **I** und bei **S** frontal (**F4**) größer als bei **L**. Im topographischen Vergleich fällt auf, daß die Amplitude nur linksfrontal (**F3**) und die Dichte nur rechtsfrontal (**F4**) signifikante Unterschiede aufweist. (**Abb. 3.8.**)

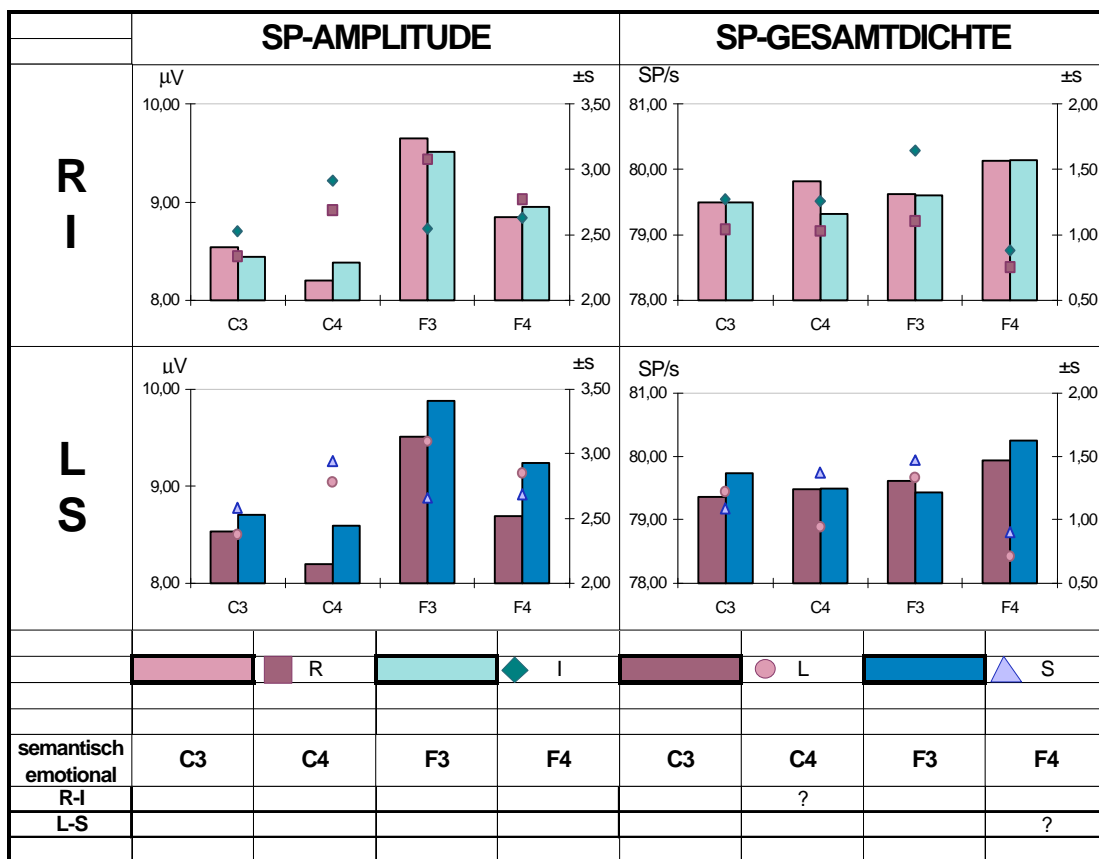


Abb. 3.8.
Mittelwerte (dargestellt als Säulen) und Standardabweichung ($\pm s$, Symbole) von SP-Amplitude (μV) und SP-Gesamtdichte (SPe/s) in Abhängigkeit der verschiedenen Versuchs- und Auswertbedingungen (R, I, S, L). Darunter die Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels t-Test beim semantischen und emotionalem Vergleich. Y=signifikanter Unterschied ($p < 5\%$); ?=tendenzieller Unterschied ($p < 10\%$)

Abb. 3.9. zeigt, daß die SP-Amplitude unter allen Bedingungen (**R**, **I**, **L**, **S**) linksfrontal größer ist als beidseits zentral. Unter den Bedingungen **R** und **S** ist sie zusätzlich in der frontalen Ableitebene links größer als rechts.

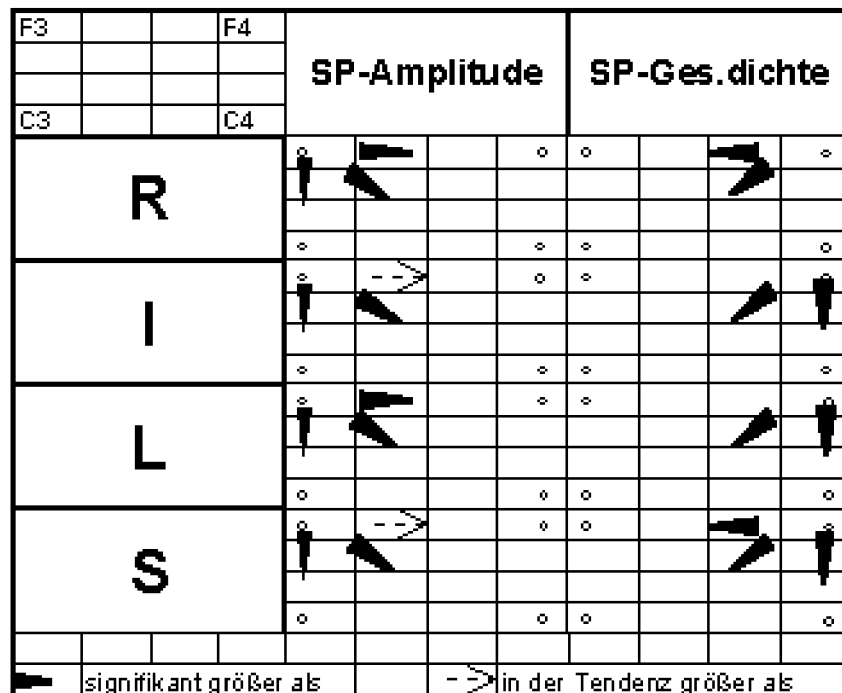


Abb 3.9.
Die mit t-Test berechneten signifikanten ($p < 5\%$: **→**) und tendenziellen ($p < 10\%$: **- →**) Unterschiede im topographischen Vergleich von SP-Amplitude (μV) und SP-Gesamtdichte (SPe/s) unter verschiedenen Versuchs- und Ableitbedingungen (**R**, **I**, **L**, **S**). Die Pfeilspitze zeigt zum kleineren Wert.

Dieses Ergebnis kann für die Bedingungen **I** und **L** nur in der Tendenz ($p < 10\%$) bestätigt werden.

Die SP-Gesamtdichte verhält sich im Vergleich zur SP-Amplitude entgegengesetzt. Das heißt sie ist rechtsfrontal immer größer als zentral, unter der Bedingung **R** größer als linksfrontal und unter den Bedingungen **I**, **L**, **S** größer als ipsilateral zentral.

Korrelation der SP-Amplitude mit der Amplitude der Frequenzbänder						
F3	F4	δ	θ	α	β	γ
C3	C4					
R		○ ○	○ ○	○ ○	⊕ ⊕	⊕ ⊕
		○ ⊕	○ ⊕	○ ○	⊕ ⊕	⊕ ⊕
I		○ ○	○ ○	○ ○	⊕ ⊕	⊕ ⊕
		○ ○	○ ⊕	○ ⊕	⊕ ⊕	⊕ ⊕
L		⊕ ○	○ ○	○ ○	⊕ ⊕	⊕ ⊕
		○ ⊕	○ ⊕	⊕ ⊕	⊕ ⊕	⊕ ⊕
S		○ ○	○ ○	○ ○	⊕ ⊕	⊕ ⊕
		○ ⊕	○ ⊕	○ ○	⊕ ⊕	⊕ ⊕

⊕ signifikant positiv korreliert

Korrelation der SP-Gesamtdichte mit der Amplitude der Frequenzbänder						
F3	F4	δ	θ	α	β	γ
C3	C4					
R		○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ⊖
		○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○
I		○ ○	○ ○	⊖ ○	○ ○	○ ○
		○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○
L		⊖ ○	○ ○	○ ○	○ ⊖	○ ⊖
		⊕ ○	⊕ ○	○ ○	○ ○	○ ○
S		○ ○	⊖ ○	⊖ ○	○ ○	○ ○
		○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○

⊖ signifikant negativ korreliert

Abb. 3.10.

Signifikante Unterschiede in der Korrelation ($p < 5\%$) zwischen SP-Amplitude bzw. SP-Gesamtdichte und den Amplituden der Frequenzbänder (δ , θ , α , β , γ) an den vier Ableitorten (F3, F4, C3, C4), dargestellt für jede Versuchs- und Auswertbedingung (R, I, L, S)

3.4.3. Zusammenhang zwischen spektralen und SP-Parametern.

Mit Hilfe der Korrelationsanalyse wurde nach möglichen Zusammenhängen zwischen den Amplituden der klassischen Frequenzbänder und den SP-Parametern Amplitude und Gesamtdichte gesucht. Danach korrelieren die SP-Amplituden in bemerkenswerter Weise positiv und signifikant mit den Amplituden im β - und γ -Band aller Ableitorte und unter allen Bedingungen (bei **R, I**: $r > 0,342$; $p < 0.05$, bei **L, S**: $r > 0,354$; $p < 0.05$). Mit den übrigen Bandbereichen (α -, θ - und δ -Band) finden sich signifikante positive Korrelationen nur mit den SP-Amplituden über **C4** (vgl. **Abb. 3.10.**).

Im Gegensatz zur SP-Amplitude zeigt sich die SP-Dichte nur an einzelnen Ableitorten positiv oder negativ mit der Amplitude einiger Frequenzbänder korreliert. Dabei resultiert - summarisch für alle Bedingungen - eine signifikante negative Korrelation mit den niederfrequenten Bändern mehr linksfrontal-, mit den höher frequenten Bändern mehr rechtsfrontal. Positive Korrelationen treten linkszentral unter der Bedingung **L** auf.

3.4.4. Intervallhistographie der SP-events

Bei der SP-event-Analyse fiel auf, daß die Auftrittswahrscheinlichkeit der SPe möglicherweise bevorzugten Intervallen folgt. Deshalb wurden die SPe-Intervallabstände zwischen 2,5 ms bis 25 ms histografiert. Die Intervallabstände, nach denen die SP bevorzugt auftreten, wurden gemessen und die Auftrittshäufigkeit der SP über jeder Intervallklasse histographisch dargestellt. In **Abb. 3.11.A** werden am Beispiel eines Probanden (Versuchsperson 2) solche Intervallhistogramme für die Versuchsbedingungen **R** und **I** gezeigt. Die schiefen Intervallverteilungen sind in allen Ableitorten und unter beiden Bedingungen ähnlich, wobei in den C3- und F3-Intervallhistogrammen zwischen der 11. und 15. Stützstelle ein relativer Ladungszuwachs auffällt. Die höchste Ladung in diesen Intervallverteilungen tritt generell in der 8. oder 9. Klasse auf, was bei der angewandten A/D-Wandlungsrate von 2 kHz einem Intervall von 4 bis 4,5 ms entspricht.

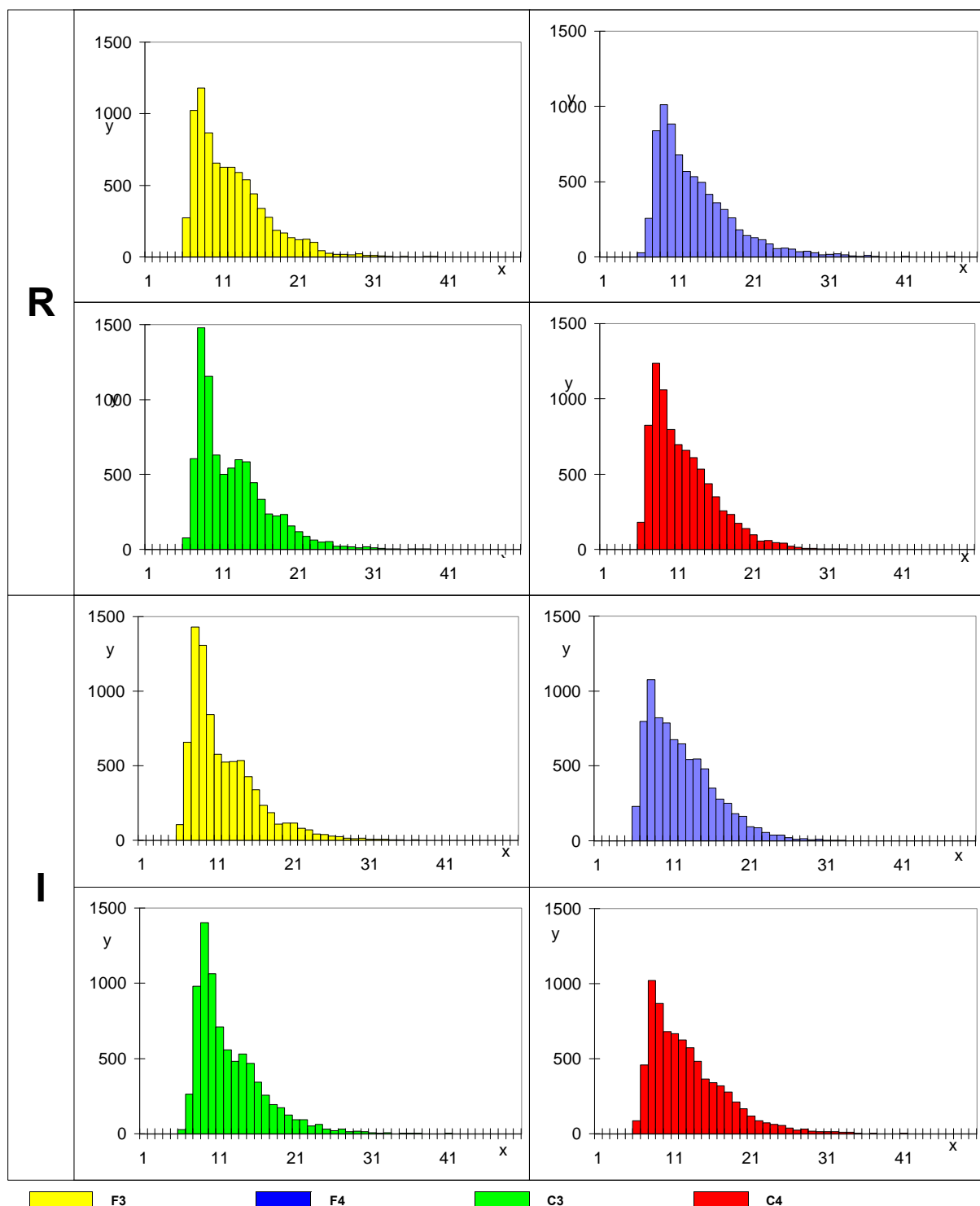


Abb. 3.11. A
 Histogrammbelegung für alle Beziehung +/- ----> +/- am Beispiel von Proband 2 bei den Versuchsbedingungen R und I an allen Ableitorten (F3, F4, C3, C4) y: SP-Häufigkeit; x: Anzahl der Stützstellen

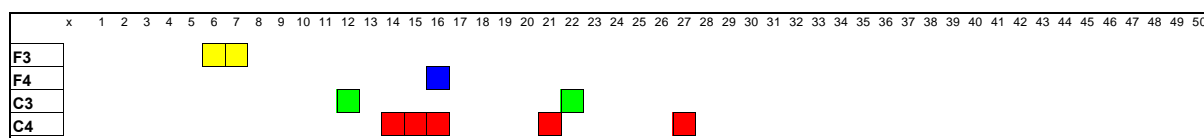


Abb. 3.11. B
 Signifikante Unterschiede zwischen allen Probanden ($p < 5\%$) in der Belegung der Histogrammklassen beim semantischen Vergleich (I,R). x=Anzahl der Stützstellen. Dargestellt werden die Klassen mit der Bedingung $I > R$.

Da sich die Klassenbelegung für alle untersuchten Probanden nach dem Kolmogorow-Smirnow-Test als normalverteilt erwies, wurden die entsprechenden Intervallhäufigkeiten nach dem t-Test des „SPSS“-Programms geprüft. Im semantischen Vergleich stellen sich die Klassenbeladungen unter der Versuchsbedingung **I** gegenüber **R** in bestimmten Intervallen als signifikant erhöht dar: Unter F3 sind es die Intervallklassen 6 und 7, unter F4 ist es die Intervallklasse 16, unter C3 sind es die Intervallklassen 12 und 22 und unter C4 die Intervallklassen 14, 15, 16, 21 und 27. Folglich unterscheiden sich die SPe-Intervalle bei Anwendung des Homonyms **I** frontal links durch eine signifikant höhere Zahl kürzerer und zentral rechts durch signifikant höhere Anzahl längerer Intervalle als bei Anwendung des Homonyms **R**. Vergleiche hierzu ebenfalls **Abb. 3.11.B**.

Mit dem „SPSS“- Programm wurden auch die topographischen Unterschiede geprüft, nicht nur nach Maßgabe der semantischen Unterschiede (alle **I**; alle **R**; vgl. **Abb. 3.12.**), sondern jeweils auch weiter strukturiert für homonyme Anwendungen, die von den Probanden als schwerer (**R** schwerer; **I** schwerer) oder leichter (**R** leichter; **I** leichter, vgl. **Abb. 3.12.**) empfunden wurden. Eine Signifikanz wurde immer am Ableitort mit der größeren SPe-Intervallwahrscheinlichkeit eingetragen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung wurden als Summenhistogramm über der Intervall-Länge in **Abb. 3.12.** abgetragen, wobei jeder Ableitort bei einer Vier-Kanalableitung maximal 3x das Prädikat „signifikant“ erreichen kann. Im Vergleich zwischen den beiden Versuchsbedingungen treten linkszentral (C3) immer die meisten signifikanten Unterschiede auf. Das bedeutet, daß bei C3 die längeren SP-Intervalle signifikant öfter auftreten als an allen anderen Ableitorten.

Betrachtet man die semantischen Kategorien nach ihrer Schwierigkeit, so kann festgestellt werden, daß unter der leichteren Bedingung weniger signifikante Unterschiede registriert werden. Die wenigsten signifikanten Unterschiede finden sich unter der Versuchsbedingung **I** linksfrontal (F3), wogegen bei der Bedingung **R** rechtsfrontal (F4) weniger signifikante Unterschiede auftreten.

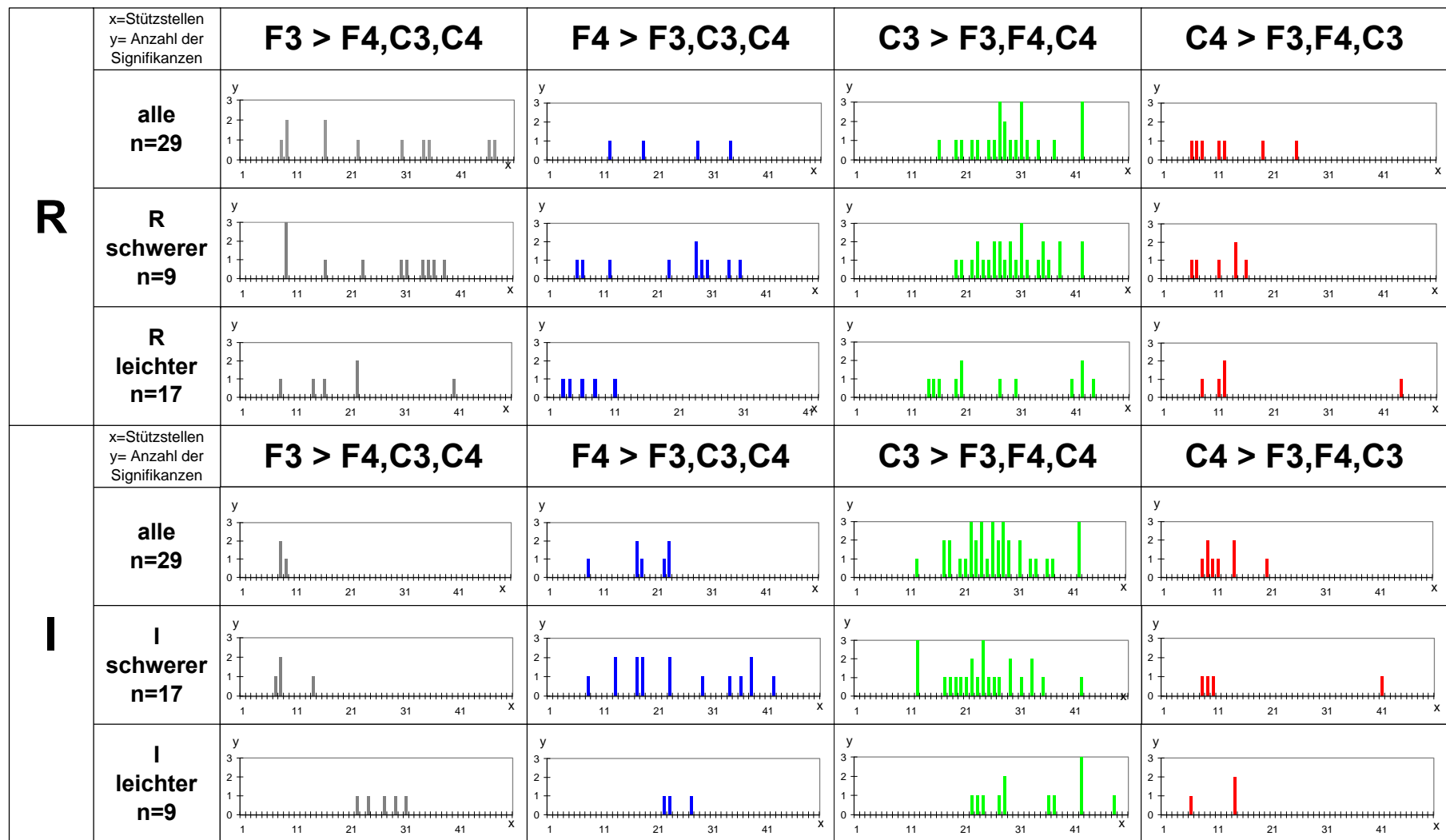


Abb. 3.12.

Topografischer Vergleich von Histogrammklassenbelegungen an den Ableitorten. y = Anzahl, wie oft ein Ableitort signifikant häufiger eine Histogrammkategorie belegt; x = Anzahl der Stützstellen

3.4.5. Dichte positiver und negativer SPe in den Zeitzonen

In **Abb. 3.13. A** sind die Ergebnisse für alle Versuchsbedingungen (**R, I, L, S**), alle Ableitorte und alle Zeitzonen dargestellt. Die SP-Dichte erreicht in der ersten Zeitzone bereits ein hohes Niveau und ändert sich in den weiteren Zeitzonen vor dem Sprechen nur wenig. Insgesamt ist ein leichter Anstieg der SP-Dichte von der ersten zur dritten Zeitzone zu beobachten. Mit Sprachbeginn (ZZ4), fällt die SP-Dichte unter das Ausgangsniveau, unabhängig von Versuchsbedingung und Polarität. Das Verhalten positiver und negativer SPe in der Phase vor der Vokalisation entspricht nicht dem Zeitverlauf zunehmender Negativierung im gemittelten BP. Dagegen korrespondieren die Abnahmen positiver und negativer SPe mit Beginn der Vokalisation mit der damit verbundenen relativen Positivierung im BP (vergl. **Abb. 3.1.**)

Mit dem Wilcoxon-Test wurde untersucht, ob semantische bzw. emotionale Unterschiede in der SP-Dichte zwischen den Versuchsbedingungen **R, I, S** und **L** existieren. Es fällt auf, daß signifikante Unterschiede im Vergleich **R** gegen **I** nur zwischen positiven SP und im Vergleich **L** gegen **S** nur zwischen negativen SPe auftreten. So sind in der zweiten Zeitzone über C4 signifikant mehr positive SPe/s bei **R** als bei **I**, in der zweiten Zeitzone über C3 signifikant mehr negative SPe/s bei **L** als bei **S**. In der dritten Zeitzone sind linkszentral signifikant mehr positive SPe/s bei **I** als bei **R**. Siehe hierzu **Abb. 3.13. B**.

In der Dynamik der SP-Dichte treten zwischen aufeinanderfolgenden Zeitzonen Änderungen auf, die mittels Wilcoxon-Test auf Signifikanz geprüft wurden und in **Abb. 3.14.** dargestellt sind. Auffallend sind einzelne Unterschiede zwischen der ersten und zweiten Zeitzone sowie zwischen der zweiten und dritten Zeitzone bei den positiven SPe. So werden für **I** in der zweiten Zeitzone an allen Ableitorten signifikant höhere positive SP-Dichten festgestellt als in der ersten Zeitzone, für **S** bei C3 und C4, dagegen für **R** und **L** nur bei C3. In der zweiten Zeitzone werden im Vergleich zur dritten Zone bei F3 ausschließlich für **R** und **S** signifikant höhere positive SP-Dichten gefunden. Bei den negativen SP-Dichten sind nicht so viele signifikante Unterschiede zwischen den

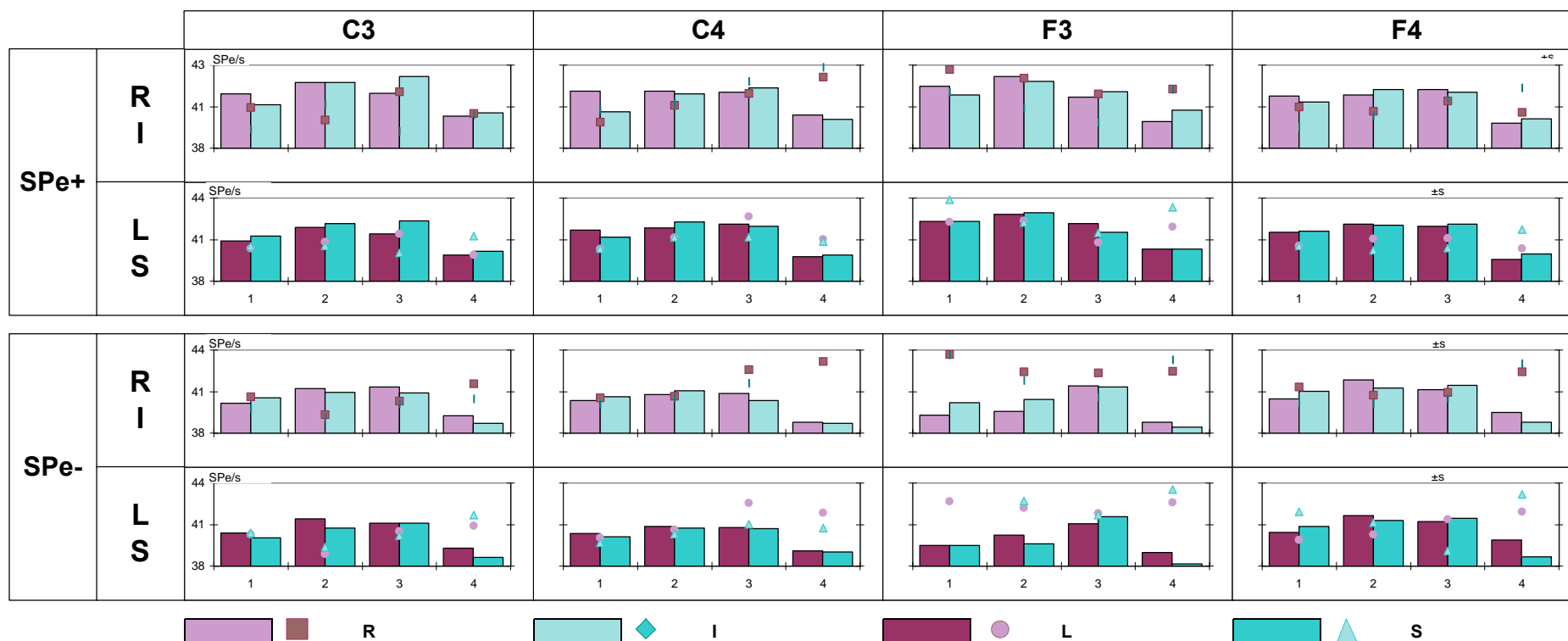


Abb. 3.13.A
Mittelwert der Subpotentialdichte (SPe/s, Säulen) und deren Standardabweichung ($\pm s$, Symbole) positiver und negativer SPe (SPe+, SPe-) je Ableitort (F3, F4, C3, C4). Dargestellt in verschiedenen Zeitzeonen (ZZ1 = 1, ZZ2 = 2, ZZ3 = 3, ZZ4 = 4) und für die verschiedenen Versuchs- und Auswertbedingungen (R, I, L, S)

semantisch emotional		C3				C4				F3				F4			
		ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4	ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4	ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4	ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4
SPe+	R-I	Y				Y											
	L-S																
SPe-	R-I																
	L-S	Y															

Abb. 3.13.B
Unterschiede in der Subpotentialdichte im emotionalen und semantischen Vergleich je Ableitort und Zeitzone, getestet mit dem WILCOXON-Test (Y= signifikanter Unterschied; $p < 5\%$).

einzelnen Zeitzonen feststellbar. Es treten in der zweiten Zone nur bei **R** und **L** signifikant höhere Dichten über F4 und C3 als in der ersten Zeitzone auf. In der dritten Zone nimmt im Vergleich zur zweiten Zone jeweils über F3 bei allen Versuchsbedingungen die Dichte signifikant zu. Auffallend ist dann der signifikant starke Abfall der SP-Dichte zur vierten Zeitzone, der über dem gesamten Ableitfeld sowohl bei den positiven als auch den negativen SP unter allen Versuchsbedingungen zu finden ist.

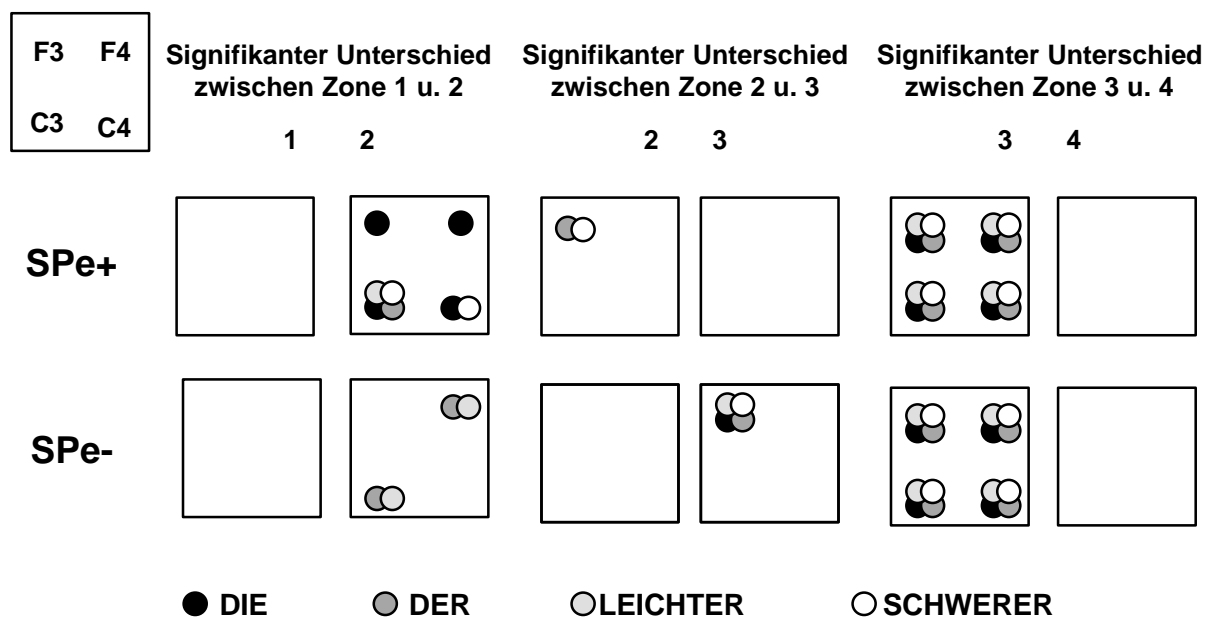


Abb. 3.14.

Signifikante Unterschiede ($p < 5\%$) in der Dynamik positiver und negativer SPe an gleichen Ableitorten zwischen jeweils zwei aufeinanderfolgenden Zeitzonen. Die Symbole sind der jeweils größeren SP-Dichte zugeordnet.

Die topographischen Unterschiede wurden für jede Versuchsbedingung getrennt in vier Zeitzonen mittels WILCOXON-Test berechnet und in **Abb. 3.15.** dargestellt. Dabei treten Unterschiede zwischen den Bedingungen, Zeitzonen sowie zwischen positiven und negativen SP-Dichten (SPe+, SPe-) auf. Die Dichte der positiven SPe ist linksfrontal bei den Bedingungen **R**, **I** und

L in der ersten und zweiten Zeitzone signifikant im Vergleich zu den übrigen Ableitorten erhöht. Zur gleichen Zeit ist die Dichte der negativen SP über der rechten Hemispäre teils frontal (bei **R, L, S**), teils aber auch zentral (bei **R, L**) gegenüber den anderen Ableitorten signifikant vergrößert. In der dritten Zeitzone werden nur unter der Bedingung **S** linkszentral mehr positive SP als linksfrontal und unter der Bedingung **I** links- und rechtsfrontal mehr negative SP als rechtszentral gefunden. In der vierten, perireaktiven Zeitzone gibt es weder topographische, emotionale noch semantische Unterschiede gegenüber den anderen Ableitorten.

3.4.6. Zweikanal-Kopplungen gleichepolter SPe

Als Maß der Kohärenz zwischen den verschiedenen Ableitorten wurde das quasi gleichzeitige Erscheinen von SPe in jeweils zwei Ableitkanälen verwendet (Zweikanalkopplungsanalyse). Die gemittelten positiven **KKF** wurden für die Bedingungen **R** und **I** für jeden Ableitort in **Abb. 3.16.** dargestellt. Im semantischen Vergleich ist auffällig, daß nach Maßgabe der Kanalkopplungsfaktoren in 42 von 48 möglichen positiven **KKF** und in 36 von 48 möglichen negativen **KKF** höhere Kopplungsfaktoren unter der Bedingung **R** nachgewiesen wurden.

Betrachtet man die Dynamik der positiven **KKF** von der ersten zur vierten Zeitzone, läßt sich fast immer ein Anstieg der **KKF** beobachten. Die einzige Ausnahme findet sich im frontalen Bereich von der dritten zur vierten Zeitzone. Auffällig sind die topographischen Unterschiede zwischen den Kanalkopplungen. So sind die intrahemispherischen bzw. assoziativen Kanalkopplungen (F3C3, F4C4) größer als die interhemisphärischen bzw. kommissuralen (C3C4, F3F4, F3C4, F4C3). Bei letzteren Kanalkopplungen sind die zentralen wiederum größer als die frontalen.

Vergleichbare Ergebnisse wurden bei der Analyse negativer **KKF** unter **R** und **I** gefunden sowie für die KKF-Bestimmung für positive und negative SPe unter **L** und **S**, wobei in diesem Fall immer (positive SPe: 48 von 48; negative SPe: 48

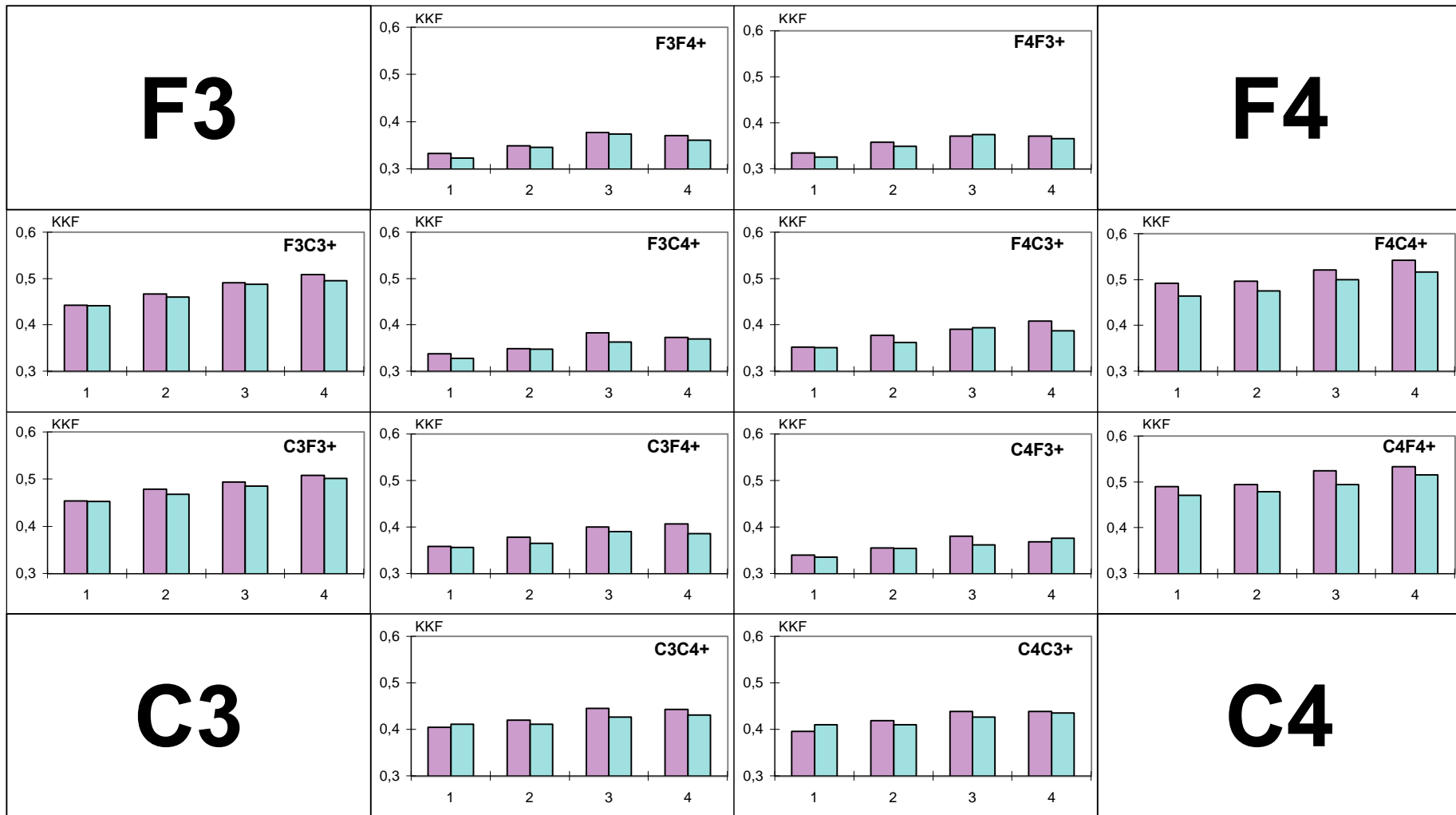


Abb. 3.16.
Gemittelte Kanalkopplungsfaktoren (KKF) je Triggerkanal und Zeitzone (ZZ1=1, ZZ2=2, ZZ3=3, ZZ4=4).

von 48) **L** die höheren KKF aufwies. Aus diesem Grund wurde eine vereinfachte Form der Darstellung anstelle weiterer detaillierter Abbildungen gewählt. (siehe **Abb. 3.17.**)

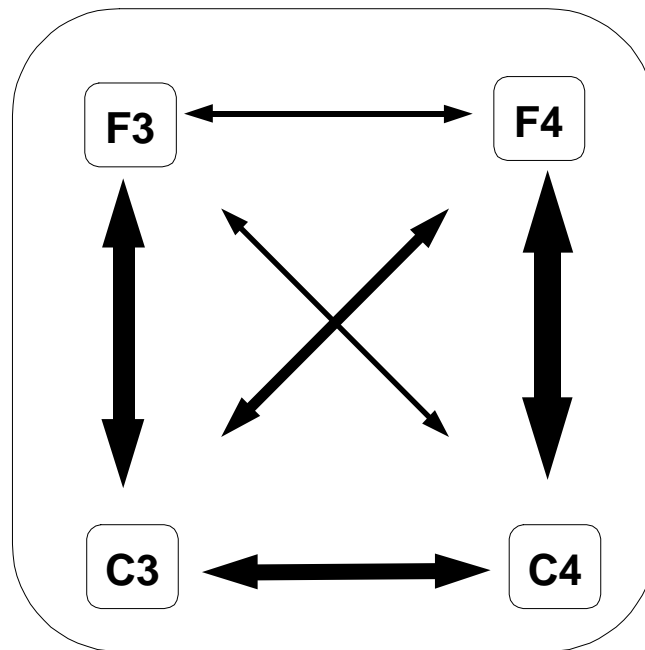


Abb. 3.17.
Vereinfachte Darstellung der Menge von Kopplungen zwischen den vier Ableitorten

3.4.7. Integrale Kanalkopplungsfaktoren (iKF) pro Ableitort

Um eine Vergleichsmöglichkeit zum BP zu schaffen, wurde die Analyse für die **iKF** analog zu der Analyse der SP-Dichte in den vier definierten Zeitzeonen und nach ihrem Vorzeichen getrennt durchgeführt. In **Abb. 3.18.** sind die Ergebnisse für alle Versuchsbedingungen (**R, I, L, S**), alle Ableitorte und alle Zeitzeonen dargestellt. Der BP-Verlauf ist nicht kongruent mit dem Verhalten der positiven und negativen iKF von der ersten bis zur vierten Zeitzeone.

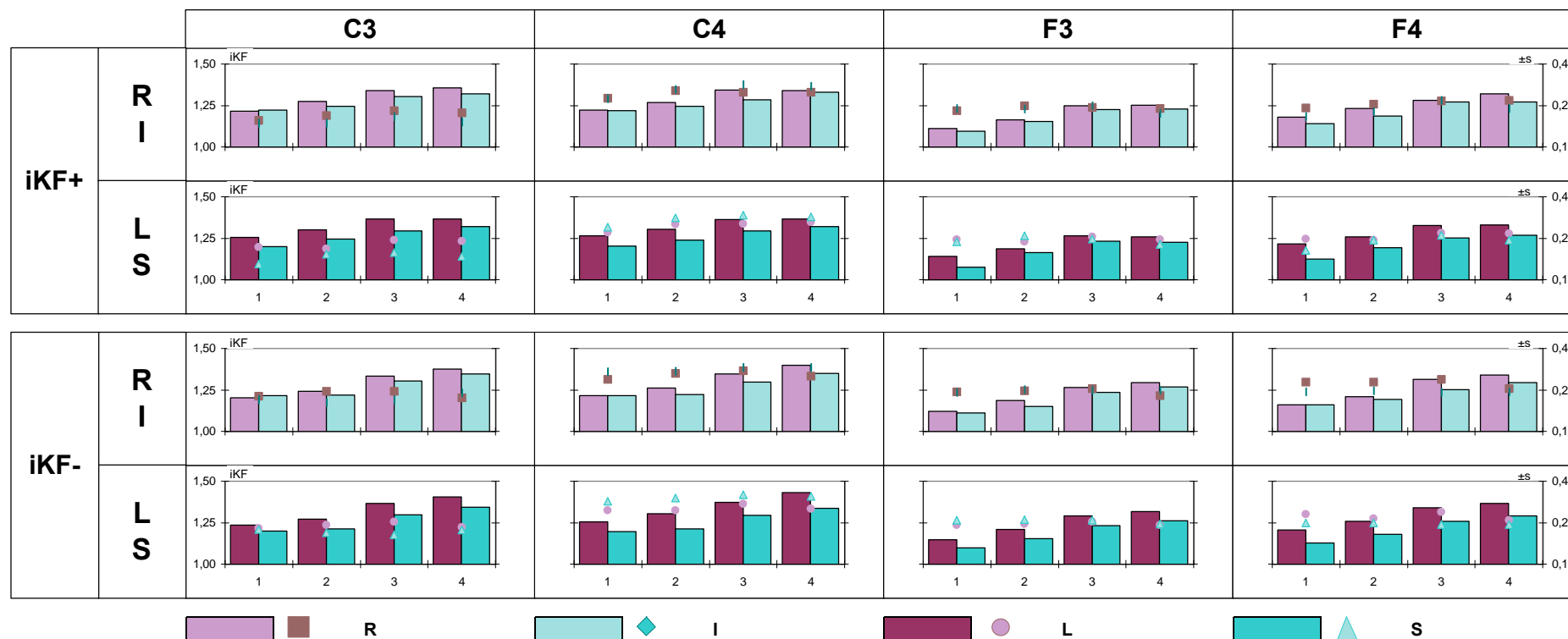


Abb. 3.18. A
Mittelwerte (Säulen) und Standardabweichung ($\pm s$, Symbole) positiver und negativer integraler Kopplungsfaktoren des Triggerkanals (iKF+ / iKF-) mit den übrigen Ableitorten. Dargestellt in den vier Zeitzeonen (ZZ1=1, ZZ2=2, ZZ3=3, ZZ4=4) und je Triggerkanal (C3, C4, F3, F4).

semantisch emotional		C3				C4				F3				F4			
		ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4	ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4	ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4	ZZ1	ZZ2	ZZ3	ZZ4
iKF+	R-I																
	L-S																
iKF-	R-I																
	L-S																

Abb. 3.18. B
Unterschiede zwischen den intergralen Kopplungsfaktoren (iKF+ / iKF-) im emotionalen und semantischen Vergleich je Triggerkanal (C3, C4, F3, F4) und Zeitzone, getestet mit dem WILCOXON-Test (Y= signifikanter Unterschied; $p < 5\%$)

Nach der bisher verwendeten Datensortierung lassen sich weder emotionale, semantische oder topographische Unterschiede nachweisen.

In der dynamischen Entwicklung der **iKF** fällt unter allen Bedingungen (**R, I, L, S**) bei den positiven und negativen Kopplungen ein leichter Anstieg der **iKF** von der ersten zur vierten Zeitzone auf. Diese Unterschiede wurden mittels Wilcoxon-Test auf Signifikanz geprüft. Unter allen Versuchsbedingungen ist an fast allen Ableitorten von Zeitzone zu Zeitzone eine signifikante Zunahme sowohl der positiven als auch der negativen Kanalkopplungen zu verzeichnen. Besonders deutlich ist diese Entwicklung zwischen der zweiten und dritten Zeitzone zu erkennen (**Abb. 3.19.**).

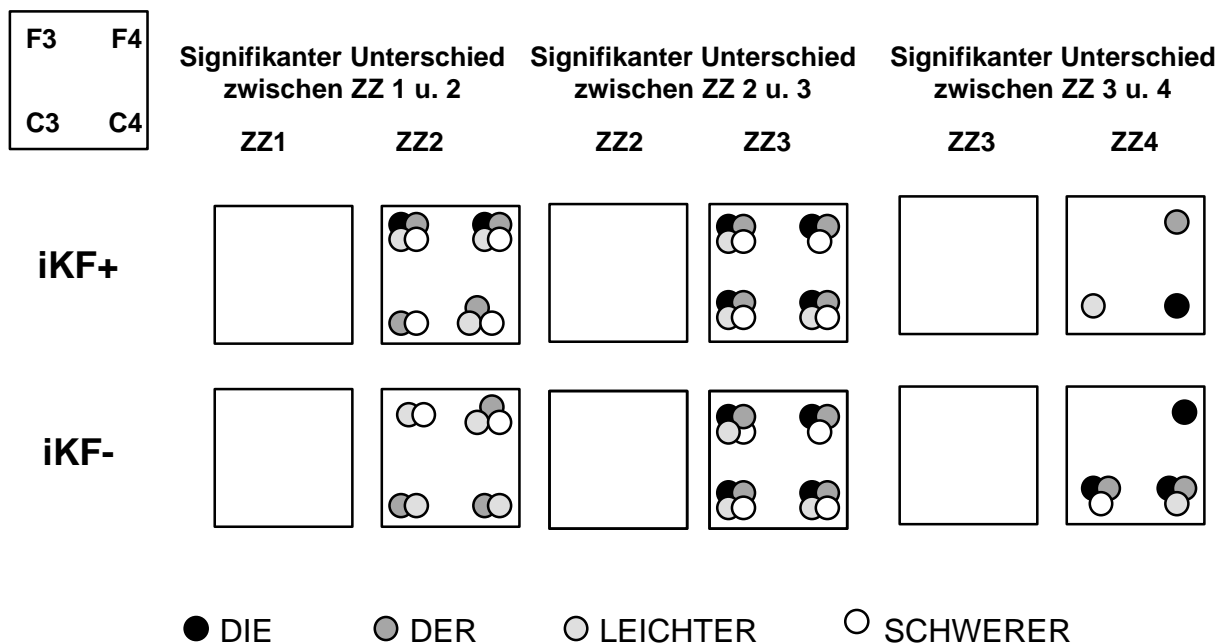



Abb. 3.19.

Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) in der Dynamik positiver und negativer iKF an gleichen Ableitorten zwischen zwei aufeinanderfolgenden Zeitzonen. Die Symbole sind dem jeweils größeren iKF zugeordnet.

F3 C3	F4 C4	iKF +			
		ZZ 1	ZZ 2	ZZ 3	ZZ 4
R					
I					
L					
S					

F3 C3	F4 C4	iKF -			
		ZZ 1	ZZ 2	ZZ 3	ZZ 4
R					
I					
L					
S					

Abb. 3.20.

Mittels WILCOXON-Test ermittelte signifikante Unterschiede ( ; $p < 5\%$) zwischen den positiven und negativen integralen Kopplungsfaktoren (iKF+ / iKF-) der vier Ableitorte (F3, F4, C3, C4), dargestellt für die vier Zeitzone und für jede Versuchsbedingung (R, I, L, S). Die Pfeilspitze zeigt zum kleineren Wert.

Analog zur SP-Dichte wurden die topographischen Unterschiede der Kanal-kopplungsdichte für jede Versuchsbedingung und Polarität getrennt, in vier Zeitzonen berechnet und mit dem WILCOXON-Test geprüft (**Abb. 3.20.**). Diese Ergebnisse zeigen keine so eindeutige Systematik wie bei der SP-Dichte. Die räumliche Differenziertheit ist bei der Auswertbedingung **L** größer als bei **S** und sind bei **R** und **I** relativ ausgewogen.

Betrachtet man die einzelnen Zeitzonen, so fallen in allen Zonen ähnliche Signifikanzmuster auf. Einen deutlichen Unterschied gibt es in der Anzahl der Signifikanzen zwischen den positiven und negativen iKF. Die häufigsten signifikanten Unterschiede (N=17) treten bei den positiven iKF in der ersten Zeitzone auf, bei den negativen iKF in der ersten (N=15) und in der letzten Zeitzone (N=14). Die größte räumliche Differenziertheit tritt jedoch in der ersten Zeitzone auf. Werden die Ergebnisse nach rein topographischen Gesichtspunkten betrachtet, sind unter allen Versuchsbedingungen signifikant mehr Kopplungen in der zentralen Ableitebene zu finden. Das gilt für die intrahemisphärischen wie interhemisphärischen Kopplungen. Im interhemisphärischen Vergleich ist aber die Kopplungsdichte gleich welcher Polarität linksfrontal signifikant größer als rechtsfrontal. Im zentralen Bereich gibt es hingegen keine Rechts-Links-Unterschiede.

3.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

1. Vor der Vokalisation werden BP generiert. Sie sind im gesamten Zeitbereich (750 ms präaktiv und 250 ms perireaktiv) wenig strukturiert und unterscheiden sich an den vier Ableitorten F3, F4, C3 und C4 weder nach ihrer Amplitude noch nach ihrer Amplituden-Zeitstruktur. Emotionale Reflexionen, die sich als Ergebnis einer Befragung der Probanden nach der Bewältigung der Aufgabe ergeben haben, sind nicht nachweisbar. Reflexionen, die sich aus dem unterschiedlichen Gebrauch des Homonyms „Leiter“ ergeben, sind

nur für einen extrem kurzen Bereich in tonischen Unterschieden der Potentialamplituden in F3 und C4 auf dem 5%-Niveau in ZZ2 beweisbar.

2. Die Spektralanalyse der EEG-Signalstrecken zeigt unter allen Bedingungen eine überproportional hohe Amplitude im δ -Band und im δ -, θ -, β - und γ -Band generell die höchsten Amplituden unter F3 und F4. Die Amplitude des α -Bandes ist topographisch nicht differenziert.
3. Im HF-Band der Signalperiode der BP (10-400Hz) wurden mit Hilfe der SP-Analyse positive und negative SPe nachgewiesen. Ihre nach Selektion, Mittelung und Rückfaltung mit einem event-integral-Term ermittelte peak-to-peak-Amplitude liegt im Bereich von 6 - 12 μ V. Ihre Dichte variiert zwischen 78 und 81 SPe/s*Elektrode. Beide SP-Parameter zeigen signifikante topographische Unterschiede, wobei unter F3 die größte Amplitude, unter F4 die größte Dichte gefunden wurde. Dichte- und Amplitudenverteilung sind für die Bedingungen **R** und **L** sehr ähnlich, so, wie sich die Bedingungen **I** und **S** einander ähneln. Auf dem 5%-Niveau wurden keine semantischen bzw. emotionalen Unterschiede nachgewiesen. Die SP-Amplitude korreliert positiv und signifikant unter allen Bedingungen und Orten mit der Amplitude im β - und γ -Band, in anderen Bandbereichen im wesentlichen nur unter der Ableitposition C4. Die SP-Dichte korreliert nur im Ausnahmefall positiv oder negativ mit den spektralen Amplituden.
4. Die Intervallhistografie der SPe weist topographisch differenziert der homonymen Anwendung des Wortes „Leiter“ als Steiggerät signifikant mehr Intervalle von 3 - 3,5 ms in der F3-, von 8 ms in der F4-, von 6 und 11 ms in der C3- und von 7, 7.5, 8, 10.5 und 13 ms Intervalldauer in der Ableitung C4 zu. Nach allen Bedingungen erweist sich im topographischen Vergleich die C3-Ableitung als besonders auffällig für Intervalle in der Größenordnung von 10 - 15 ms. Die histogrammartige Dokumentation des Testergebnisses weist der Bedingung **L**, ob unter der Vorbedingung **R** oder **I**, stets eine geringere Anzahl längerer Intervalle zu - und umgekehrt, der Bedingung **S** unter der Vorbedingung **R** oder **I** die größere Anzahl längerer Intervalle.

5. Die nach Vorzeichen und Zeitzonen strukturierte SP-Analyse differenziert für positive SPe in den ZZ1 bis ZZ3 semantische Unterschiede, besonders in den zentralen Ableitungen und im dynamischen Vergleich zwischen den Zeitzonen Unterschiede im semantischen und emotionalen Vergleich. Bei negativen SPe ergeben sich aus dem Prüfergebnis Hinweise, daß **R** und **L** ähnlich sind. Nach topographischen Gesichtspunkten dominieren die Dichten positiver SPe unter F3, die Dichten negativer SPe unter F4.
6. Die Zweikanal-Kopplungsanalyse von positiven und negativen SPe zeigen nach Maßgabe der Kanalkopplungsfaktoren in 42 von 48 möglichen positiven KKF und in 36 von 48 möglichen negativen KKF höhere Kopplungsfaktoren unter der Bedingung R. Im dynamischen Zeitzonenvergleich spiegelt sich die Feststellung wider, daß die Kopplungen von Zeitzone 1 bis 4 zunehmen, wobei von ZZ1 zu ZZ2 dieser Anstieg mehr oder weniger nach den Bedingungen erfolgt, von ZZ2 zu ZZ3 davon unabhängig, aber besonders stark. Erstaunlicherweise bricht diese Parallelität zur SP-Dichte im Übergang von ZZ3 zu ZZ4 auf. Während die SP-Dichte deutlich wieder abfällt, steigen indessen die iKF weiter. Die topographische Differenziertheit ist in der ZZ1 am stärksten entwickelt, sinkt bei positiven iKF bis zur ZZ4 ab, steigt aber bei negativen iKF noch einmal in ZZ4 an.

4. Diskussion

Im Mittelpunkt der Arbeit steht die Suche nach einer geeigneten Methodik, um die neurophysiologische Basis kognitiver Prozesse zu erschließen, die der Sprachgenerierung des Menschen inhärent verbunden ist. Dieser Schwerpunktsetzung ist es geschuldet, daß die Diskussion dieser Pilotstudie die angewandte Methodik zu berücksichtigen hat, bevor auch einige inhaltliche Ergebnisse diskutiert werden.

4.1. Allgemeine Aspekte

4.1.1. Motorische Bereitschaftspotentiale

Es war von vorn herein klar, daß neurophysiologische Prozesse der sprachgebundenen Kognition allein mit der Ableitung von motorischen Bereitschaftspotentialen vor dem Sprechen nicht zu erkunden sind. Denn zum einen sind diese Potentiale, wie es auch in der vorliegenden Studie gezeigt werden konnte, in ihrem Amplituden-Zeit-Template so wenig strukturiert, daß sie keine Schlußfolgerungen auf algorithmische Prozesse im neuronalen Substrat erlauben. Nach Untersuchung ihrer spektralen Zusammensetzung sind sie durch einen überproportional hohen Anteil an δ -Aktivität geprägt. Zum anderen zeigen diese Potentiale keine signifikanten örtlichen Unterschiede, weder zwischen den links- bzw. rechthemisphärischen, noch zwischen den frontalen und zentralen Ableitungen.

Die geringe zeitliche wie örtliche Auflösung spiegelt mithin eine kohärente Massenaktivität in der Hirnrinde wider, die, wie vor jeder anderen intendierten

Bewegung, offenbar mit der Bildung eines efferenten Innervierungsmusters verbunden scheint, um das willkürliche Sprechen des Homonyms „Leiter“ in diesem oder jenem Sinne zu realisieren. Daß dieses Innervierungsmuster beim Sprechen recht umfangreich und zeitlich abgestimmt Atmung, Kehlkopf und orofaziale Muskulatur miteinander koordiniert, liegt nahe. Denn zum Sprechen muß die Atmung auf Expiration gestellt sein. Es muß sich der zur Stimmerzeugung notwendige subglottische Druck entwickeln. Die Plica vocalis muß geschlossen und gespannt werden. Zur Phonation muß die unter Druck expirierte Luft stoßweise durch die Stimmritze in Form von Bernoullischwingungen in Richtung Cavum oris hindurchgepreßt werden. Schließlich sind die Resonanzräume des stomatognathen Systems, die durch Zunge, Wangenmuskulatur, Zahnreihen, Gaumen und Nebenhöhlen gebildet werden, durch muskuläre Stellglieder so zu beeinflussen, daß die Stimme artikulatorisch zu verständlicher Sprache geformt wird. Während des Sprechens kommen umfangreiche Reafferenzen hinzu, die kontrollierend und modifizierend in den Verlauf des Sprechens eingreifen. Dies alles erfordert eine sehr präzise, räumlich wie zeitlich abgestimmte sowie unbedingt bilateral symmetrische Innervierung. Wie sprachliche Prozesse beeinträchtigt werden, zeigen besonders Patienten mit Halbseitenlähmung nach einer Apoplexia cerebri. Unter dieser Sicht können hemisphärische Unterschiede in den abgeleiteten Bereitschaftspotentialen nicht unbedingt erwartet werden. Deecke et al. berichteten aber, daß bei Anerkennung der Bilateralität des Bereitschaftspotentials das Sprechen nach angehaltener Atmung sog. „respiration-related potential shifts“ vermeidet, was in den letzten 100 - 200 ms der präreaktiven Phase zu größerer linkshemisphärischer Negativierung führen soll [DELK86].

Die Ableitung motorischer Bereitschaftspotentiale vor der Vokalisation diene also nicht dem Zweck, die semantische Verwendung des Homonyms „Leiter“ in dem einen oder anderen Sinne mit diesen Kriterien zu objektivieren. Vielmehr galt es, 1. mit dem Bereitschaftspotential einen objektiven elektrophysiologischen Parameter zu erfassen, der bei Abwesenheit sonstiger muskulärer Bewegungen des Probanden ausschließlich auf dessen Tätigkeit des Sprechens bezogen ist. Mit dem Amplituden-Zeit-Template dieses Potentials ist 2.

die Möglichkeit gegeben, die episodische Struktur vorausgehender kognitiver Prozesse auf dieses Bereitschaftspotential und damit auf den Sprachbeginn zu relativieren, beides Voraussetzungen zur Klärung der Hypothese 1.

Daß darüber hinaus versucht wurde, aus diesem Potentialphänomen im Rahmen dieser Studie auch inhaltliche Ergebnisse zu evaluieren, folgte einerseits dem Wunsche, diese Präsentation mit publizierten Ergebnissen anderer Autoren vergleichen zu können, andererseits der Notwendigkeit, Vorteile neuerer Methodologien besser schätzen zu können.

4.1.2. Subpotentiale: Events, Dichte, Kohärenz

Im Zentrum der methodischen Untersuchung stand ein nichtperiodisches, biphasisches Potential-Phänomen, welches Bartsch und Krüger mit Hilfe der **MWCC** und einer breitbandigen Potentialannahme (10 - 400 Hz), gebildet durch die 1. Ableitung der Gausschen Fehlerverteilungsfunktion, mit entsprechend breitbandig abgeleiteten ECoG- und EEG-Ableitungen des Menschen nachweisen konnten. Dieses Phänomen erwies sich in Untersuchungen außerhalb dieser Pilotstudie in seiner Amplitude, Dichte und Kohärenz in hohem Maße als abhängig vom Ableitort und als beeinflussbar durch Vigilanz, Aufmerksamkeit und kognitive Beanspruchung [BKM97, K98].

Das erklärte Ziel dieses methodischen Entwicklungsweges war, eine Brücke von den makroelektrophysiologischen Phänomenen der Elektroenzephalographie bzw. Elektrokortikographie zu den mikroelektrophysiologischen Phänomenen der single- bzw. multi-unit-Ableitung zu schlagen, um die Übergänge zwischen beiden Systemebenen transparenter und auf einander beziehbarer zu gestalten. Insofern erklärt sich auch ein Teil der Aufgabenstellung, diese Analyse in Zeitzonen durchzuführen, die eindeutig auf Teilbereiche des motorischen Bereitschaftspotentials bezogen sind.

Eine ausschließliche spektralanalytische Orientierung auf das γ -Band, dem auch die Subpotentiale zuzurechnen sind, erwies sich als nicht aussichtsreich. Einerseits sind erregende und hemmende postsynaptische Aktivitäten im

unteren γ -Band nach spektralanalytischen Gesichtspunkten nicht eindeutig zu unterscheiden, besonders wenn in einem Prozeß slow-EPSP und fast-IPSP beteiligt sind. Andererseits werden stärker wechselnde Intervalle von relativ diskreten Potentialstrukturen in gemittelten Spektren eliminiert. Ein anderes Kriterium ist die zeitliche Kontinuität, die entweder durch die niedrigst zugelassene Frequenz gestuft wird oder nur durch aufwendige gleitend übergreifende Analytik erhalten bleibt.

Vielmehr mußte ein Zugang gefunden werden, der aufgrund seines Generierungsprozesses auch eindeutig auf Erregungsprozesse zu beziehen ist. Die Signaleingrenzung auf ausschließlich erregende Prozesse kortikaler Informationsverarbeitung ergibt sich aus den Netzwerkeigenschaften der Hirnrinde, wonach jede erregte Pyramidenzelle grundsätzlich durch eine von ihr initiierte perifokale Hemmzone mit Durchmessern von 500 μm und mehr umgeben ist [C83], erregende Zielstrukturen daher im weiteren Umfeld zerstreut verteilt sind. Auf die Masse kortikaler Nervenzellen bezogen bedeutet dies, daß die verteilt erregten Neurone in einem Netz überwiegend gehemmter Neurone die Ausnahme sind. Die dadurch für die Erregungsprozesse verknappten neuronalen Ressourcen werden zusätzlich durch einen 10 bis 20 mal länger dauernden Hemmprozeß im perifokalen Umfeld an weiterer Erregungsausbreitung (Irradiation) gehindert, wenn nicht gänzlich neue bzw. unerwartete Anforderungen an das informationsverarbeitende neuronale Netz gestellt werden. Dies könnte u.a. durch Wegfall oder Umorganisation solcher perifokalen Hemmungen beispielsweise im ereigniskorrelierten Potential eine P300-Welle hervorrufen, die man mit umfangreicher Aktualisierungen der Wahrnehmung [R85] oder durch den Abstand zu einer inneren Referenz erklärt [UPT+86].

Als aussichtsreicher Zugang bot sich der Nachweis lokaler Feldpotentiale an, die in enger zeitlicher Korrelation zur multi- [EO93, EKGS90, GS89, GEKS92, MM95, MF92] und single-unit-activity [ES95], mit gleicher Mikroelektrode im Neuropil der Hirnrinde abgeleitet werden können. Ihre über größere Distanzen nachweisbare Kohärenz [MF92] ließ vermuten, daß diese LFP auch an der Hirnrinde und eventuell auch am Skalp nachweisbar sein könnten. Entspre-

chend durchgeführte Experimente am Affen schienen einer solchen Möglichkeit eher zu widersprechen [EBR+95]. Mit Hilfe der angegebenen korrelativen Suchmethode gelang es jedoch Bartsch und Krüger, in Gestalt und Frequenzinhalt vergleichbare Phänomene sowohl im ECoG von Patienten mit fokaler Epilepsie wie im EEG an hirngesunden Probanden nachzuweisen. Sie bezeichneten dieses Phänomen, das nicht mit gleicher Elektrode synchron zur MUA abgeleitet, sondern mit Hilfe eines Suchtemplates im hochfrequenten EEG und ECoG nachgewiesen wurde, deshalb als Subpotential [KB96].

Resonanzphänomene, die durch besondere spektrale Leistungen ausgewiesen wären, ließen sich jedoch weder unter Variation der Suchbedingungen noch unter Variation paradigmatischer Versuchsgestaltung nachweisen. Mit der Erhöhung der Frequenzgrenzen des zugelassenen Bandbereichs wurde nämlich die Anzahl an LFP ständig weiter erhöht, bis schließlich hochfrequente Phänomene erhalten wurden, die in ihrer triphasischen Gestalt Aktionspotentialen ähnlich waren [KB98]. Da Analysen dieser Art eine hochfrequente AD-Wandlung erfordern, mithin auch extrem hohe Datenmengen produzieren, waren für die SP-Analyse letztlich pragmatische Gründe nach Maßgabe gegebener Rechentechnik (solche Kriterien waren in erster Linie Speicherkapazität und Rechengeschwindigkeit) für die Festlegung der Randbedingungen ausschlaggebend. Nachdem von Krüger [K98] bewiesen werden konnte, daß sich weder Dichte noch Template des SP bei AD-Wandlungen von 2000 und 20.000 Hz voneinander unterscheiden, wurden die Analysen mit einer AD-Wandlungsrate von 2000/s durchgeführt, um bei Mehrkanalableitungen bis zu 30 Elektroden herkömmliche Rechentechnik einsetzen zu können.

Zum Zeitpunkt der Aufnahme der vorliegenden Untersuchungen befand sich der Entwicklungsstand der Subpotentialanalytik noch am Anfang. Gegeben war die Nachweismethode der SP-events mit einer aufwendigen template-optimierten Suchmethode. Entwickelt war auch die Kohärenzanalyse zur Phase „0“, um in Anlehnung an das von Chr. von der Malsburg postulierte Prinzip „feature binding by synchrony“ [MS88] erste Hinweise auch im Rahmen der Sprachproduktion des Menschen zu erhalten. Diesem methodologischen

Entwicklungsstand ist es auch geschuldet, daß die hier zur Diskussion stehenden Ergebnisse sich „nur“ auf eine bilateral symmetrische Vierkanalableitung beziehen. In Vorversuchen mit ausschließlicher Analyse motorischer Bereitschaftspotentiale ergab sich kein zwingendes Bedürfnis, die Anzahl der Ableitelektroden bedeutend zu erhöhen. Rechentechnische Voraussetzungen für eine Mehrkanalableitung bei AD-Wandlungsraten von 2 kHz waren aufgrund mangelhafter Speicherkapazität noch nicht ausreichend gegeben. Auch die Positionierung der Ableitelektroden auf die Positionen C3/F3 bzw. C4/F4 war zur Vermeidung größerer Kontaminationen durch Muskelartefakte, besonders im HF-Bereich des EEG, gewählt worden - und die gesamte Gestaltung des Versuchsparadigmas und die Aspekte der SP-Intervallanalyse waren dadurch geprägt (s.d.).

Zwischenzeitlich wurde die SP-Analytik bedeutend erweitert. Hinzugekommen sind die SP-Feldanalyse, die Kohärenzanalyse mit definierten Zeitverzögerungen, korrelative Beziehungen zwischen Feld und Kohärenz sowie eine rekonstruierende Rückfaltung von SP-events in on-going-EEG-Ableitungen nach Maßgabe der dynamischen SP-Feldentwicklungen.

Mit der Feldanalyse wird das Quellgebiet eines Subpotentials bestimmt. Es setzt sich danach aus einem Nahfeld und einem gegensinnig gepolten Fernfeld zusammen. Nur die Nahfelder sind relativ stabil gegenüber mentalen Beanspruchungen. Die Kohärenzanalyse ohne zeitliche Verzögerung beginnt mit höchster Wahrscheinlichkeit in Sektoren sich überlappender Nahfelder. Mit zunehmender Verzögerung breitet sich ein deutlich geringerer Anteil an kohärenten SP in die Fernfelder aus, wobei sich Ortveränderungen bis zu 120 m/s ermitteln lassen. Nach einer längeren Verzögerung im Fernfeld kommt es nach Latenzzeiten von 6 - 9 ms zu einer schnellen Rückkehr der kohärenten Aktivität in den Nahfeldbereich. Diese Prozesse laufen bei unterschiedlicher mentaler Beanspruchung stets ähnlich ab, unterscheiden sich aber in ihrer Quantität und in ihren örtlichen Koordinaten. Faltet man die Nahfeld-Fernfeldmodule einer Vielkanalableitung nach Maßgabe der SP-event-Analyse, entstehen in der Ableitfläche schnell wechselnde elektrische Felder mit

chaotischem Verhalten. In einzelnen Ableitpositionen rekonstruierte Potentialzeitfunktionen unterscheiden sich von einer EEG-Ableitung dieser Bandbreite (10-400 Hz) nur in ihrer Amplitude, aber sie ergeben sich als komplexe Widerspiegelung aus zahlreich sich überlagernden Nahfeld-Fernfeld-Konfigurationen. Was auch immer dies für die algorithmische Informationsverarbeitung im Kortex bedeutet, diese Erkenntnisse konnten nur dadurch ermittelt werden, daß das Ableitfeld durch eine gitterförmige Anordnung von 30 und mehr Ableitelektroden erfaßt und die Analyse auf jede der einzelnen Elektroden bezogen wiederholt wurde. In invasiven Ableitungen an Patienten mit subdural implantierten Elektrodengrids (mittlerer Elektrodenabstand 10 mm) konnten so Unterschiede zwischen normal und epileptogen arbeitenden Rindenarealen nachgewiesen werden. Simultan am Skalp abgeleitete SP zeigen bei 30 % geringerer Amplitude vergleichbare Templates und Dichten [K98]. Zwischenzeitlich mit Elektrodengrids (mittlerer Elektrodenabstand 10 mm) am Skalp abgeleitete EEG-Signale zeigen eine vergleichbar gute räumliche Auflösung aller SP-Parameter wie bei subduraler Installation [B98]

Der neueste Stand der SP-Analytik macht zumindest eines deutlich, daß die am Skalp evaluierten SP-Phänomene gleichen Gesetzmäßigkeiten folgen wie bei subduraler Ableitung. Dagegen erscheint es als erwiesen, daß sie im Kortex generierte lokale Feldpotentiale sind, die sich weder in ihrem gemittelten Template noch nach ihrem Frequenzinhalt vom zeitkorrelierten LFP einer multi-unit-Ableitung unterscheiden. Der Beweis einer tatsächlichen Identität zu diesem LFP steht indessen noch aus. Eine retrospektive Anwendung auf die hier zur Disposition stehenden vergleichsweise begrenzten Datensätze war jedoch nicht möglich.

4.1.3. Versuchsparadigma

Der Aufgabenstellung folgend galt es, ein geeignetes Versuchsparadigma zu entwickeln, das sich zur Analyse kognitiver Prozesse kortikaler Sprachgenerierung nach noninvasiver EEG-Ableitung im HF-Bereich eignet. Die damit verbundenen Prozesse des Sprechens erfordern in besonderem Maße den

hochdifferenzierten Einsatz orofazialer Muskulatur zur Steuerung der Artikulation und die koordinierte Mitwirkung von Kehlkopf- und expiratorischer Atemmuskulatur für die Phonation.

Die geforderte Aufgabenstellung, bei unterschiedlicher Semantik einen etwa identischen phoniatischen und artikulatorischen Aufwand zu gewährleisten, um nach Möglichkeit mit einem vergleichbaren, mit Muskelartefakten kontaminiertem Signal rechnen zu können, konnte nur mit sog. Homonymen erfüllt werden. Hirngesunde Probanden beiderlei Geschlechts hatten deshalb den Auftrag, das Wort „Leiter“, ergänzt mit Verben, Hilfsverben und Adjektiven, eindeutig zu erläutern.

Die Auswertung der Probanden-Befragung förderte ein buntes Bild an Verhaltensstrategien zur Aufgabenbewältigung zutage, das eine vertiefende Strukturierung der Auswertung nach der einen oder anderen Weise nicht erlaubte, weil dafür die Anzahl der untersuchten Probanden zu gering war. Kritisch muß festgestellt werden, daß dieses Versuchsparadigma mit seinem vorgegebenen Sprachrhythmus und der Vermeidung des Artikels vor dem Homonym dem Probanden ein artefizielles, gewöhnungsbedürftiges Sprachmuster aufzwingt, dem er individuell ausweicht und sich eigene Strategien zur Aufgabenbewältigung ausdenkt. Damit ist auch der voraussetzende kognitive Prozeß nur locker auf den Beginn des Sprechens zu relativieren. Erschwerend kommt hinzu, daß jeder Proband freie Wortwahl hatte, um ein innerlich gebildetes semantisches Modell zu beschreiben, zumal bekannt ist, daß z.B. Verben und Substantive unterschiedlich im ZNS verarbeitet werden [PPLB95, PPLB96]. Das einzig verbindende Merkmal ist folglich das mit dem Homonym korrespondierende semantische Modell. Dennoch kann nicht davon ausgegangen werden, daß dieses allein für die aufgedeckten Unterschiede verantwortlich ist. Wie sich herausstellte, gehen beide Wortanwendungen mit individuell unterschiedlich empfundenen Schwierigkeiten in der Wortkombinatorik einher. Also könnten die Unterschiede ebenso auf unterschiedlichen Schwierigkeiten in der Wortkombinatorik beruhen.

Ergänzend sei angemerkt, daß - in Erwartung dieser Problematik - in Vorgesprächen verschiedene Homonyme auf ihre Verwendbarkeit geprüft wurden, so z. B. die Homonyme „Ball“, „Fuge“, „Mutter“, „Mark“ u.a. Die Entscheidung fiel nach diesen Voruntersuchungen auf „Leiter“, nicht zuletzt auch deshalb, weil das Mikrofonsignal den Wortanfang sauber zu diskriminieren gestattete.

4.1.4. EEG-Ableitmethodik

Als Referenzelektrode wurden A1 und A2 (int. 10-20 System [J58]) kurzgeschlossen. Damit sind alle Potentialphänomene auf diese Strecke bezogen und Interaktionen in transversaler und sagittaler Richtung können vergleichbar gut erfaßt werden. Das Problem der Referenzelektrode wurde in der Literatur wiederholt diskutiert [GKK75, GKK77, SV77, DELK86]. So stellen Szirtes und Vaughan eine umfassende Ausbreitung der sprachkorrelierten Aktivitäten fest und sagen, daß keine Elektrodenposition am Kopf als indifferente Referenzelektrode dienen kann [SV77]. Aber auch noncephale Elektroden sind ungünstig, da sie durch unkontrollierte Artefakte (z.B. Atmung und Herztätigkeit) beeinflusst werden [D+85]. Ergänzend sei hinzugefügt, daß neuere Programmelemente der SP-Analyse, insbesondere die Feldanalyse eine errechnete „common reference“ aus allen Ableitorten verwendet und jede Ableitelektrode auf diese gemittelte Referenz bezieht. So auch für die Ermittlung des SP-Templates.

4.1.5. Mikrofonsignal

Alle Sprachäußerungen wurden durch ein Mikrofon, 20 cm vor dem Orificium oris, erfaßt. Zum einen sollte damit der Sprachbeginn aufgezeichnet und außerdem sollte ein Tonbanddokument für jeden Versuch angelegt werden. Gegen die Verwendung des Mikrofonsignals zur Festlegung des zeitlichen Nullpunktes ist wiederholt Kritik geäußert worden [GKK75, GKK77, DELK86]. So berichteten Grözing et al. über eine Latenzzeit von $143 \text{ ms} \pm 47 \text{ ms}$ zwischen dem EMG-Beginn des M. orbicularis oris und dem nachfolgenden Phonationsbeginn, der mit einem Kehlkopfmikrofon erfaßt wurde. Sie gehen

davon aus, daß die Potentiale zwischen EMG-Beginn und Phonation hauptsächlich durch reafferente evozierte Potentiale und glossokinetische Potentiale hervorgerufen werden [GKK75]. Von Deeke wird deshalb die Nutzung des Mikrofonsignals als Trigger als methodologischer Fehler bezeichnet. Bisher besteht jedoch keine verbindliche Festlegung des Nullpunktes für BP vor Willkürbewegungen und vor Vokalisation. Die Methode, für den Beginn der Artikulation die elektromyographische Aktivität des M. orbicularis oris zu verwenden, wie es Grözing et al. vorschlugen [GKK75], wurde verworfen, weil dieser Muskel für den Beginn der Artikulation des Wortes „Leiter“ untypisch ist. Außerdem ist diese Methode mit Unsicherheiten verbunden, weil auch die nicht mit der Vokalisation zusammenhängende Tonusschwankungen des M. orbicularis oris die Triggerschwelle erreichen könnten und so zu Artefakten führen. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen hingegen, daß der Phonationsbeginn durchaus ein geeignetes Kriterium für die Triggerung ist. Es muß jedoch eingeräumt werden, daß wechselnde Lautstärken und wechselnde Artikulation die Ausprägung des Mikrofonsignals beeinflussen. Wiederholt mußten Probanden aufgefordert werden, schärfer zu artikulieren bzw. lauter zu sprechen. Dies war jedes Mal mit einer kurzdauernden Unterbrechung verbunden, bis die individuelle Synchronisation mit dem umlaufenden Zeiger vollzogen war. Diese Abschnitte wurden aus der späteren Auswertung eliminiert. In der zusammenfassenden Darstellung zu grand mean-BP wurde das Mikrofonsignal jeweils in seiner Standardabweichung abgebildet. Im Gegensatz zum grand mean des Mikrofonsignals, das gegen Null geht, markiert die Standardabweichung den Sprachbeginn. Gewöhnlich bildet es in den 250 ms perireaktiv gerade eben beide Silben des Homonyms „Leiter“ ab.

4.1.6. Signalzentrierung auf den Beginn des Sprechens

Die Bildung von Signalstrecken, die auf den Beginn des Wortes „Leiter“ ausgerichtet waren, erfolgte offline. Insgesamt sollten pro Trial 750 ms prä- und 250 ms perireaktiv erfaßt werden, um daraus entsprechende Bereitschaftspotentiale zu ermitteln und die Spektralanalyse über die Gesamtdauer von 1000 ms in den klassischen Frequenzbändern durchzuführen. Bei dieser Prozedur

wurde jeder Trial, bestehend aus den Potentialentwicklungen über alle vier Ableitorte und dem Mikrofonsignal, auf dem Monitor des PC dargestellt und visuell auf artefizielle Veränderungen und auf Erfüllung der notwendigen Zeitvorgaben überprüft und entweder in die Analytik übernommen oder verworfen. Bei ca. 100 Trials lag die Erfolgsquote bei 42 ($\pm 8,5$) für R und 43,3 ($\pm 7,7$) für L. Die Signalselektion erfolgte stets durch die gleiche Person.

4.2. Diskussion der Hypothesen

4.2.1. Hypothese 1

Die über F3, F4, C3 und C4 nachgewiesenen Bereitschaftspotentiale sind auf die Tätigkeit des Sprechens zu beziehen. Insofern beruhen sie in ihrer prä-reaktiven zeitlichen Entwicklung auf einem vorbereitenden kognitiven Prozeß, der mit dem Beginn des Sprechens, also in seiner perireaktiven Entwicklung, noch durch die Reafferenz aus orofazialer Muskulatur, Atemmuskulatur und auditivem System erweitert wird. Obgleich die Versuchspersonen individuell sehr differenzierte Strategien zur Bewältigung dieser Aufgabe entwickelten (s.o.), kann das Mittelungsergebnis der hier untersuchten Population von 28 Probanden beiderlei Geschlechts mit deutlich überwiegender Rechtshändigkeit als repräsentativ angesehen werden. Die mit dieser Mittelung fixierten Ergebnisse konnten eine Hemisphärendominanz, wie sie von [GKK77] und [DELK86] beschrieben wurde, nicht bestätigen. Allerdings wurden besondere Verhaltensanforderungen an die Probanden zur Vermeidung sog. „respiration related potentials“ [DELK86] nicht beachtet. Die Ergebnisse entsprechen mithin der Feststellung von Szirtes, daß bei willkürlicher Vokalisation der Beweis für das Bestehen einer händigkeitsgebundenen Hemisphärenasymmetrie fehlt [SV77].

Die im Hintergrund vermuteten kognitiven Prozesse bilden sich in der relativ monotonen Entwicklung dieses Bereitschaftspotentials nicht ab. Dies gilt auch für die Anwendung des Homonyms „Leiter“ in Kombination mit beschreibenden

Verben und Adjektiven. Denn in der Kategorie als konkret räumliches Steiggerät sollte es sich nach den allgemeinen Erkenntnissen hemisphärischer Asymmetrie stärker aus rechtshemisphärischen Ressourcen rekrutieren als das Homonym im Sinne von „Teamchef“. Hier dürften sich die verschiedenen Modelle der Probanden, die sich u.a. auf Gesichter konkreter Personen ihres Bekanntenkreises, also mehr rechtshemisphärisch [BG97], oder auf deren Bewegungsmuster, Sprache oder Persönlichkeitsmerkmale, also mehr linkshemisphärisch, d.h. insgesamt weniger lateralisiert rekrutieren.

Andererseits dürfte auch die dem Probanden überlassene Wahl der in freier Kombination angewandten beschreibenden Worte die hemisphärischen Unterschiede verwischen, weil nicht darauf geachtet wurde, ob mehr sog. content (open-class) words oder function (closed-class) words verwendet wurden. Denn nach Pulvermüller et al. 1995 sind durch function words evozierte Potentiale mit größerer linkshemisphärischer Negativierung verbunden [PLB95].

Die gefundenen signifikanten Unterschiede zwischen den korrespondierenden Bereitschaftspotentialen beider Homonyme in Zeitzone 2 belegen nur ca. 1 % aller Stützstellen in dieser Zeitzone bzw. nur ca. 0,25 % der ausgewerteten Gesamtperiode dieses Potentials; sie dürften folglich zu vernachlässigen sein.

Unter Berücksichtigung der 4.1.1. beschriebenen methodenkritischen Hinweise bestätigen diese Befunde Hypothese 1: **BP sind für die Erforschung der Sprache nicht geeignet. Aber ihre Anwendung in Beziehung zu sprachgenerierenden Prozessen gestattet, die neurophysiologischen Teilprozesse auf den Beginn des Sprechens zu relativieren.**

4.2.2. Hypothese 2

Sprachliche Kommunikation ist mit einem hohen kognitiven Einsatz sowohl für den produzierenden Bereich als auch für den rezeptiven Bereich verbunden. Nach Pulvermüller et al. muß spektralanalytisch für den Zeitbereich dieses Potentials eine überproportional hohe γ -Aktivität erwartet werden [PLPB95]. Sie

bildet sich aber im Bereitschaftspotential nicht ab und zeigt auch nach Spektralanalyse der zugehörigen Signalperioden nur die geringste Amplitude pro Schwingung. Dies gilt auch nach Untersuchung der topographischen Verteilung der spektralen Amplituden für alle vier Ableitorte unter allen vier Bedingungen **R, I, L und S**. In allen klassischen Bändern resultieren stets signifikant größere spektrale Amplituden in den beiden frontalen Ableitungen. Bedingungsbezogene Unterschiede sind nur vereinzelt, oft auch nur in der Tendenz zu sehen, am ausgeprägtesten im β -, auffällig seltener im γ -Bandbereich. Letzterer Befund könnte darauf beruhen, daß, bezogen auf das Amplituden-Zeit-Template des Bereitschaftspotentials, größere und zeitzonenspezifischere Unterschiede existieren, die durch eine auf die Gesamtperiode der BP orientierte Spektralanalyse - durchgeführt wegen der Vergleichbarkeit mit den anderen klassischen Frequenzbändern - verdeckt werden. Diese Vermutung wird auch dadurch gestützt, daß die SP-Analyse, die γ -Band-Phänomene untersucht, im Ergebnis zu größerer Differenziertheit führt, wenn sie auf die hier verwendete Zeitzonenstruktur zum Bereitschaftspotential angewendet wird.

Die in allen klassischen Frequenzbändern höhere Amplitude in den beiden frontalen Ableitungen koinzidiert mit dem Befund, daß die Bereitschaftspotentiale über F3 und F4 insignifikant größer sind als unter C3 und C4.

Die beschriebenen Befunde bestätigen Hypothese 2: Die Spektralanalyse der zum Bereitschaftspotential gehörenden Signalperioden zeigt im Bereich der klassischen Frequenzbänder des EEG noch im γ -Band keine auf die Anwendung des Homonyms bezogene Unterschiede. Einschränkend bzw. methodenkritisch muß jedoch festgehalten werden, daß die auf die Gesamtperiode bezogene γ -Band-Auswertung die innerhalb des BP-Templates vermutete Differenziertheit kognitiv voraussetzender Prozesse nicht erfaßt.

4.2.3. Hypothese 3

Die Auswertung von SP-Amplitude und SP-Dichte für die Gesamtperiode der Bereitschaftspotentiale zeigt ein wenig differenziertes Bild. Interessanterweise

fallen auch hier die frontalen Ableitungen durch Besonderheiten auf: So ist linksfrontal die SP- Amplitude größer, rechtsfrontal ist die SP-Dichte höher als in allen anderen Ableitungen. Teils sind diese Unterschiede auf dem 5%-Niveau, teils nur in der Tendenz zu sichern. Die Ähnlichkeiten im Sicherungsniveau der SP-Amplituden für **R** und **L** bzw. **I** und **S** entsprechen dem Befragungsergebnis nach dem Schwierigkeitsniveau der Aufgabenstellung, werden jedoch nicht im topographischen Vergleich der SP-Dichten widergespiegelt. Die SP-Amplituden sind in allen Ableitungen und unter allen Bedingungen signifikant positiv mit dem β - und γ -Band korreliert, durchschnittlich 4 - 5 mal häufiger als mit den Amplituden in den anderen Bändern. Das Korrelationsergebnis der SP-Amplitude mit den Amplituden im β - und γ -Band ist wahrscheinlich deshalb so signifikant, weil sich die SP-Amplitude intraindividuell offenbar als eine relativ stabile Größe erweist. (vgl. **Abb. 3.10.**)

Im Gegensatz dazu korreliert die SP-Dichte mehr oder weniger zufällig positiv oder negativ nur in einigen topographischen bzw. bedingungsbezogenen Positionen. Offenbar ist das Korrelationsergebnis der Dichte mit den Amplituden der verschiedenen Bänder deshalb so gering, weil die momentane Dichte extremen Schwankungen unterliegt (vgl. **Abb. 3.10.**), die jedoch bei der Bestimmung individueller SP-Dichten unberücksichtigt bleiben.

Um zu prüfen, ob die semantisch differenzierte Anwendung des Homonyms „Leiter“ oder damit verbunden die unterschiedliche mentale Beanspruchung möglicherweise in momentanen Dichte-Schwankungen reflektiert wird, wurden Intervall-Histogramme gebildet und auf semantische und topographische Unterschiede untersucht. Tatsächlich sind in jeder Ableitung signifikant verschiedene Klassenladungen infolge unterschiedlicher Anwendung des Wortes „Leiter“ nachzuweisen. Im Vergleich zu allen anderen Ableitungen dominiert die Position C3, die am nächsten zur Wernicke'schen Sprachregion liegt, mit der Anzahl signifikanter Veränderungen, wobei sich die Zahl statistisch signifikanter Unterschiede mit der subjektiv empfundenen Schwierigkeit erhöht.

Diese Befunde weisen darauf hin, daß die momentane SP-Dichte wahrscheinlich in erheblichem Maße Einblicke in die neurophysiologische Algorithmik kognitiver Prozesse erlaubt. Die angewandte Intervallhistographie gestattet indessen keine Schlußfolgerungen auf etwaige Zeitfolgen, sie formalisiert Muster in schwer interpretierbaren Intervallen.

Die Hypothese 3 wird mithin nur zum Teil bestätigt: **Nach Anwendung der SP-Analyse auf die gesamte Zeitperiode des Bereitschaftspotentials werden bei der Anwendung des Homonyms „Leiter“ Unterschiede erwartet, außerdem positive Korrelationen der SP-Amplitude und SP-Dichte mit dem γ -Band und geringere oder negative Korrelationen mit dem niederfrequenten δ - und θ -Band.** Überraschenderweise korreliert die SP-Amplitude auch mit der Amplitude im β -Band, aber nur ausnahmsweise und immer positiv mit den langwelligeren Bändern. Die SP-Dichte geht nur ausnahmsweise negative bzw. positive Korrelationen mit der spektralen Amplitude ein. Die Intervallhistographie der SP-Dichte als anderer Ausdruck für momentane SP-Dichte-Schwankungen läßt verschiedene signifikante Unterschiede im semantischen und topographischen Bereich erkennen. Sie betont eine besondere Rolle der Position C3, ist aber praktisch nicht zu interpretieren, weil die Intervallhistographie die wahre Zeitfolge der SP-Generierung nicht wiedergibt.

4.2.4. Hypothese 4

Die in vier Zeitzonen gestuft analysierte Dichte positiver und negativer SP zeigt eine typische Dynamik, die in einem nichtlinearen Zusammenhang zum Amplituden-Zeit-Template des Bereitschaftspotentials steht (vergl. **Abb. 3.1.** mit **Abb. 3.13.**). Über alle Zeitzonen betrachtet, dominieren wider Erwarten positive SP. Am größten ist das Ungleichgewicht zwischen positiven und negativen SP in der Ableitung F3, am geringsten ist das Ungleichgewicht in Ableitung F4. Positive und negative SP-events zeigen darüber hinaus von Zeitzone zu Zeitzone eine vom Amplituden-Zeit-Template abweichende Dynamik. Während die negativen SP überwiegend diesem BP in nichtlinearer

Weise folgen, zeigen positive SP zu >50 % einen Gipfel, der der zweiten Zeitzone zuzuordnen ist.

Die Polarität der SP-events ergibt sich formal aus der Kreuzkorrelationsrechnung von Suchtemplate und EEG-Signal. Eine Phasenverschiebung um 180° zwischen Signalkonfiguration und Suchtemplate könnte beispielsweise zu einem negativen Vorzeichen führen. Deshalb wurde durch Krüger [K98] in der Suchanalytik eine „verbotene Zeit-Zone“ eingeführt, so daß nach einem positiven SP-event und einer entsprechenden Phasenverschiebung nicht automatisch ein negatives angezeigt wird und umgekehrt. Die Polarität hängt demzufolge bevorzugt von der primären Signalkonfiguration ab, so daß das Vorzeichen der SP interpretierbar bleibt.

Mit der SP-Feldanalyse konnten Bartsch und Krüger [BKM97] an ECoG- und EEG-Ableitungen nachweisen, daß sich zumindest der Generierungsort als lokalisiert definieren läßt, vorausgesetzt, das ECoG bzw. EEG wurde mit vielen rasterförmig gesetzten Elektroden abgeleitet, so daß sich unter einer definierten Triggerelektrode Subpotentialtemplates (SP(t)) selektieren lassen und von diesem Trigger abhängig unter allen weiteren Elektroden elektrotonisch ausgebreitete elektrische Felder dieses SP(t). Überraschenderweise gestaltete sich dieses „elektrotonische“ Feld weit komplizierter als erwartet. Denn unter der als Trigger fungierenden Elektrode wurden positive oder negative SP(t) nachgewiesen, die sich in der engeren Circumferenz dieser Elektrode scharf begrenzen ließen. Aber neben diesem Nahfeld wurden unter den anderen abhängigen Elektroden auch größere, unregelmäßiger und variabler gestaltete Fernfelder gefunden, die durch eine zum Nahfeld gegensinnige Polarität gekennzeichnet sind.

Mit dieser SP-Feldanalyse wurde eine wesentliche Annäherung an die bisher nur tierexperimentell abgeleiteten LFP erreicht. Nach dem Nachweis vergleichbarer Amplituden-Zeit-Templates und vergleichbarer Frequenz-Leistungsinhalte war nun auch ein lokalisiert generiertes Phänomen bewiesen, dem in der weiteren Peripherie synchron erscheinende, aber gegensinnig gepolte Fernfelder zugeordnet sind.

Die mit der SP-Feldanalyse nachweisbare Nahfeldkonfiguration mit der gegensinnig gepolten Fernfeldkonfiguration der SP-Quellflächen gilt nicht nur für die Kortexoberfläche. Sog. Potentialchronotopogramme zeigen senkrecht zur Kortexoberfläche, über alle Schichten der Hirnrinde verteilt, Potentialprofile, die durch ihre simultane, gegensinnig gepolte Verteilung auffallen [RPP93] und mehr oder weniger deutlich auch eine Phasenumkehrzone anzeigen. Nach der Current-Source-Density-Methode (**CSD**) [MS78] können diesen Feldern Quellen und Senken zugeordnet werden, die im Bereich der Senken auf Na^+ - oder Ca^{2+} -Einstrom in das intrazelluläre Kompartiment, im Bereich der Quellen auf K^+ -Ausstrom aus dem intrazellulären Kompartiment weisen. Tentative CSD-Analysen konnten für positive SP-Felder im Nahfeld Senken, in der Nähe des Fernfeldes Quellen, bei negativen SP-Feldern im Nahfeld Quellen, in der Nähe des Fernfeldes Senken nachweisen [BKMIV].

Sofern man annehmen kann, daß **SP** tatsächlich **LFP** sind, dann müssen sie am Ort ihrer Generierung grundsätzlich auch durch Erregungsprozesse hervorgerufen werden. Denn simultan mit gleicher Elektrode erfaßte **MUA** erscheinen immer nur in der negativen Phase dieser LFP (vgl. **Abb. 4.1.**). Also müssen SP(t) primär an ihrem Generierungsort negativ sein. Wenn sie an der Oberfläche des Gehirns mit positivem oder mit negativem Vorzeichen erkannt werden, muß für sie - wie erwiesenermaßen für die **LFP** [MF92] in der Hirnrinde - eine Phasenumkehrung geltend gemacht werden. Das könnte bedeuten, daß positive SP mehr in den tieferen Kortex-Schichten, negative SP mehr in den oberflächlicheren Kortexschichten generiert werden.

Die deutlich ansteigende Dichte positiver SP von ZZ 1 zu ZZ 2 korrespondiert mittelbar mit der zunehmenden Negativierung im Bereitschaftspotential, die über die gleiche Elektrode nach Tiefpaßfilterung des Signals mit 30 Hz obere Grenzfrequenz erhalten wurde. Allerdings nimmt diese Negativierung erst in Zeitzone 3 deutlicher zu, wo signifikante Steigerungen der Dichte positiver SP nicht die Regel sind. Ein kausaler Zusammenhang zwischen dem Verhalten der hochfrequenten positiven SP und der nachfolgenden Negativierung im Tiefpaßbereich kann darin bestehen, daß die in der Tiefe der Rinde generierten

negativen SP(t) um sich herum eine perifokale Hemmzone entwickeln, die durch K^+ -Austritt bedingte und langanhaltende Hyperpolarisationen eine extrazelluläre Positivierung respektive nach Phasenumkehr an der Rindenoberfläche eine zunehmende Negativierung aufbauen. Aufgrund unterschiedlicher Dynamik dominieren diese, in tieferen Rindenschichten angesiedelten perifokalen Hemmprozesse an der Kortexoberfläche und am Skalp als langsame Negativierung, die sich erst in der nachfolgenden Zeitzone stärker ausprägt.

Im gleichen Sinne könnte für negative SP(t) geltend gemacht werden, daß sie in oberflächlichen Schichten der Hirnrinde generiert werden und daß ihr Beitrag zum Verlauf des Bereitschaftspotentials hier ebenfalls der perifokalen Hemmzone zu verdanken ist. Da die Dichte negativer SP(t) in der Regel enger dem Amplituden-Zeit-Template des BP folgt, scheint der Beitrag der positivierenden perifokalen Hemmung sich erst verzögernd im perireaktiven Potentialbereich mit seiner zunehmenden Positivierung auszuwirken.

Beide Vorgänge würden übrigens erklären, warum im Bereitschaftspotential die Amplituden im δ - und θ -Band besonders groß sind.

Die Anwendung der SP-Analyse in vier Zeitzonen weist mithin dem Bereitschaftspotential in der präreaktiven Phase Quellen zu, die überwiegend in den tieferen Kortexschichten lokalisiert sind. Steigerungen der Negativierung, wie sie Libet [L85] bei bewußt intendierten Bewegungen im Vergleich zu automatisierten Bewegungen beschrieb, müßten demnach tieferen Kortexschichten zugeschrieben werden. Möglicherweise auch andere bewußt ablaufende Prozesse, die mit einer Negativierung der Rindenoberfläche verbunden sind?

Damit bestätigt sich die Hypothese 4. Sie lautet: **Die synoptisch zum Amplituden-Zeit-Template des Bereitschaftspotentials in Zeitzonen analysierte Dichte positiver und negativer SP ist geeignet, die Quellen dieser langsamen präreaktivenreaktiven Negativierung interpretatorisch zu erhellen.**

4.2.5. Hypothese 5

Eigentlich sollte die Kohärenz von der Dichte positiver und negativer SP abhängen, ist doch das Merkmal der Gleichzeitigkeit an die Existenz von SP-events gebunden. Vorausgegangene Untersuchungen an Patientinnen mit Anorexia nervosa hatten aber gezeigt, daß die SP-Dichte und die SP-Kohärenz als relativ selbständige Größen betrachtet werden müssen. Zu Beginn ihrer stationären Behandlung zeigten diese Patientinnen beispielsweise bei normaler SP-Dichte ein um 20 - 30 % gesteigertes Niveau ihrer Kohärenz, am Ende der stationären Behandlung dominierte hingegen eine normale Kohärenz bei reduzierter SP-Dichte [BKN, BKNSiV]. Andererseits konnte bei diesen Patientinnen im Verlaufe einer psychotherapeutischen Muskelentspannung demonstriert werden, daß sich die SP-Dichte im EEG nicht wesentlich veränderte, die Kohärenz sich aber deutlich und signifikant reduzierte. Diese Kohärenzminde- rung erwies sich sogar als wirksamer Prognosefaktor, denn Patienten, die dieses Phänomen besonders eindrucksvoll entwickelten, waren auch schneller in der Lage, ihren Body Mass Index (BMI) zu normalisieren [BKNSiV].

Auch in der vorliegenden Untersuchung wurde deutlich, daß sich die mit der Methode der Zweikanalkopplungsanalyse bestimmte Kohärenz in vielen Details unterschiedlich zur SP-Dichte verhält. So steigt die Kanalkopplung auch im Übergang von ZZ 2 zu ZZ 3 in allen Positionen und unter allen Bedingungen an. Besonders eindrucksvoll aber stellt sich das unterschiedliche Verhalten im Übergang von ZZ 3 zu ZZ 4 dar. Während die Dichte positiver und negativer SP in allen Ableitpositionen und unter allen Bedingungen signifikant reduziert wird, steigen die Kanalkopplungsfaktoren z.T. signifikant weiter. Die räumliche Differenziertheit der Kopplungsfaktoren ist in ZZ 1 am größten, obgleich in dieser Zeitzone noch kein gesichertes Bereitschaftspotential zu erkennen ist. Insgesamt überwiegen leicht die Kopplungen negativer SP.

Vergleicht man die in Tierexperimenten simultanen, mit gleicher Elektrode erfaßten LFP mit der MUA [GS89], fallen im wesentlichen zwei Phänomene auf **(Abb. 4.1.)**

Zum einen erscheinen die Spikes der MUA immer im Verlaufe der negativen Ablenkung der LFP, wobei die negative Ablenkung der LFP immer um einige wenige Millisekunden der Spike-Generierung in der MUA vorausgeht.

Zum anderen ist das Erscheinen von MUA und LFP zeitlich gut miteinander korreliert, aber der Anteil an Spikes pro negativer LFP-Phase variiert sehr stark in seiner Quantität. Siehe **Abb. 4.1.**

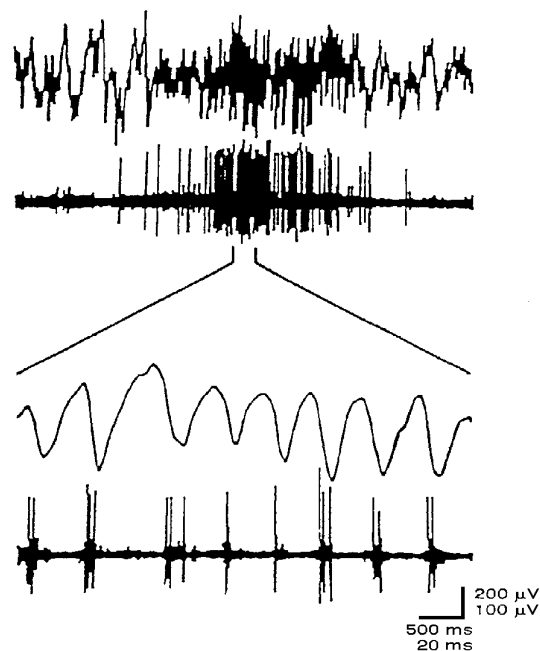


Abb. 4. 1.

Zusammenhang zwischen LFP und MUA bei größerer zeitlicher Auflösung der Ableitung [GS89]

Offenbar ist das LFP in der Sprache der Synergetik [H78] der in der Makroebene beherrschende Ordner, der den zellulären Elementen in der Mikroebene -je nach Erregungsbereitschaft bzw. eingestellter Erregungsschwelle dank räumlich hochdifferenzierter verteilter Transmissionssysteme in den Schichten

und Regionen des Cortex [MH92] - die Ordnung aufprägt, sie „versklavt“ [H97]. Diese wiederum bilden in ihren Zielgebieten an anderen Stellen im Kortex wieder neue LFP usf. Ist der Versklavungsprozeß groß, entstehen viele kohärente LFP, die ihrerseits nach den Grundprinzipien der begrenzten Ressourcen im Kortex das Entstehen nichtkohärenter LFP unterdrücken.

Ein vergleichbarer Mechanismus könnte der SP-Kopplung zugrundeliegen, die sich scheinbar unabhängig von der SP-Dichte verhält. So können Bartsch und Krüger zeigen, daß während der Kanalkopplungsanalyse zwischen abhängigem und unabhängigem Kanal eingeschaltete Verzögerungen (= „Totzeiten“) in Größenordnungen von 0,5 - 4 ms geeignet sind, solche „Versklavungsprozesse“ auf der SP-Ebene zu demonstrieren. Tatsächlich reduziert sich in dieser Zeit der Anteil verzögert gekoppelter SP differenziert auf z.T. weniger als 10%. Aber in Strukturen, die sich aus verschiedener Pathogenese beispielsweise zu epileptogenen Arealen entwickelt haben, wird undifferenziert ein viel größerer Anteil mitgerissen [BKM98].

Die negativen wie positiven Kanalkopplungsdichten zeigen von ZZ 1 zu ZZ 4 einen steten Zuwachs. Sie machen deutlich, daß das Maß an Kohärenz mit der zeitlichen Nähe zur Reaktion steigt - und weiter steigt, wenn in der perireaktiven Zeitzone evozierte Reafferenzen hinzukommen. Insofern spiegelt die überproportionale δ -Aktivität im gesamten Bereich des Bereitschaftspotentials tatsächlich eine Massenkohärenz wider, die in diesem speziellen Fall der allgemein vertretenen Ansicht, daß solche Zustände globaler Synchronisation für die Informationsverarbeitung ungeeignet sind [S93], widerspricht. Interessanterweise liegen die Schwerpunkte dieser Kohärenz im assoziativen Bereich der rechten Hemisphäre, dann folgen assoziative Kohärenzen in der linken Hemisphäre, dann kommissurale Kohärenzen im zentralen, letztendlich kommissurale im frontalen Bereich. Die vier abgeleiteten Bereitschaftspotentiale lassen einen solchen Hintergrund nicht vermuten.

Insgesamt bestätigt sich damit die Hypothese 5: **Die Kohärenz der Subpotentiale ist an die Subpotential-events gebunden, aber sie verhält sich unabhängig von der SP-Dichte.**

4.3. Fazit

Die in dieser Pilotstudie dargestellte Methode ist für die Untersuchungen neurophysiologischer Prozesse der Kognition während der Sprachgenerierung nicht geeignet. Die Verwendung homonym anwendbarer Begriffe in Kombination mit beschreibenden Verben und Adjektiven ohne Verwendung des Artikels ist gewöhnungsbedürftig, zudem mit dem Problem verbunden, daß die Kombinatorik homonymer Begriffe mit beschreibenden Worten von individuell differenzierter mentaler Beanspruchung begleitet wird. Die vierkanalige, hemisphärisch orientierte Ableitung motorischer Bereitschaftspotentiale ist ungeeignet, sie differenziert weder dominante von Minorhemisphäre noch erlaubt sie schlüssig, ob die wenigen Unterschiede auf die Anwendung der Homonymen oder auf die damit differenzierte mentale Beanspruchung beruht. Die Anwendung der SP-Analyse für eine ähnlich gelagerte Aufgabenstellung ist prinzipiell richtig, erfordert aber den Einsatz einer Vielkanalableitung, um die mit dieser Analyse gegebenen Vorteile auszuschöpfen. Unter dieser Bedingung erscheint es sinnvoll, weitere Elemente dieser Analytik einzubeziehen, wie z.B. die Feldanalyse, die Kopplungsanalyse mit Verzögerungen und ihre wechselseitige kombinierte Verknüpfung. Diese Voraussetzungen sind zwischenzeitlich entwickelt worden [BKM98, K98], so daß zur Realisierung solcher Vorhaben die natürlichste Form sprachlicher Kommunikation, das Interview mit standardisierten Interviewzielen während einer vielkanaligen ongoing-EEG-Ableitung, angewendet werden kann. Bei Bevorzugung eines Paradigmas mit ereigniskorrelierten Potentialen oder zur interpretatorischen Untersetzung ereigniskorrelierter Potentiale bietet sich die SP-Analyse an, aber die SP-events könnten, aufbereitet in prä-, peri- oder poststimulatorischen Histogrammen, dem Verlauf ereigniskorrelierter Potentiale dynamischer angepaßt werden.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Pilotstudie wurde bei 28 hirngesunden Probanden während des Sprechens kurzer Wortgruppen, die das Homonym „Leiter“ im Sinne von „DER LEITER“ (Versuchsbedingung **R**) oder als Steiggerät im Sinne von „DIE LEITER“ (Versuchsbedingung **I**) näher definierten, das Breitband-EEG (bis 2000 Hz, Zeitkonstante: 1,5 s) über den Ableitpositionen **F3**, **F4**, **C3** und **C4** abgeleitet. Signalepochen des EEG- und Mikrofonsignals von 6 s Dauer wurden gespeichert. Offline erfolgte die Auswertung der auf Sprachbeginn zentrierten und auf 1 s gekürzten EEG-Episoden.

Es wurden vor der Vokalisation Bereitschaftspotentiale (BP) gefunden, die im gesamten Zeitbereich (750 ms präreaktiv und 250 ms perireaktiv) wenig strukturiert sind und sich an den vier Ableitorten weder in ihrer Amplitude noch in ihrer Amplituden-Zeitstruktur unterscheiden. Emotionale Reflexionen, die sich als Ergebnis einer Befragung der Probanden nach der Bewältigung der Aufgabe ergeben haben (Auswertbedingung **L** und **S**, von „LEICHTER“ und „SCHWERER“), sind nicht beweisbar. Unterschiede zwischen **R** und **I** sind nur vereinzelt nachweisbar.

Die Spektralanalyse der EEG-Signalstrecken zeigt unter allen Bedingungen eine überproportional hohe Amplitude im δ -Band. Die topographische Verteilung der spektralen Amplituden ähnelt sich unter **R** und **I**.

Mit Hilfe der von Bartsch und Krüger entwickelten Subpotentialanalyse, die im HF-Bereich (10 - 400 Hz) des Elektroencephalo- und Elektrocorticogramms (EEG, ECoG) des Menschen dem „local field potential“ [SG95] ähnliche Phänomene, sogenannte Subpotentiale (SP) nachweist, konnten in der Signalperiode der BP positive und negative SP-events (SPe) ermittelt werden. Die peak-to-peak-Amplitude dieser SPe liegt im Bereich von 6 - 12 μ V und die

Dichte schwankt zwischen 78 und 81 SPe/s*Elektrode. Die SP-Amplitude korreliert signifikant mit den Amplituden von β - und γ -Band.

Die Intervalle zwischen den selektierten SPe sind schief verteilt, wobei die Klassenbelegung für die Intervalle von 4 bzw. 4,5 ms besonders oft auftreten. Zwischen den Intervallhistogrammen treten deutliche topographische Unterschiede auf. Die C3-Ableitung ist besonders auffällig für Intervalle in den Größenordnungen von 10 bis 15 ms.

Synoptisch zum BP wurde die SP-Analyse in vier Zeitzonen (ZZ) von je 250 ms durchgeführt. Davon betreffen drei Zeitzonen die Phase vor der Vokalisation. Die Analyse wurde nach dem Vorzeichen der SPe getrennt durchgeführt. Gewöhnlich nimmt die SP-Dichte positiver SPe von der 1. zur 2. ZZ zu und von der 3. zur 4. ZZ wieder ab. Bei den negativen SPe sind in der Phase vor der Vokalisation wenige signifikante Veränderungen. Nach topographischen Gesichtspunkten dominieren die Dichten positiver SPe über F3 und negativer SPe über F4.

Das kohärente Auftreten von positiven und negativen SPe wurde ebenfalls in vier Zeitzonen untersucht und faktoriell auf den jeweiligen Triggerkanal als Kanalkopplungsfaktor (KKF) angegeben. Diese KKF zeigen in der Folge der Zeitzonen von ZZ1 bis ZZ4 in fast allen denkbaren Kombinationen einen Anstieg. Dabei sind die intrahemisphärischen KKF generell größer als die komissuralen KKF und entsprechende integrale Zusammenfassungen zu iKF zeigen von der ersten bis zur letzten Zeitzone einen stetigen Zuwachs, der in keiner Weise den Verlauf der gemittelten BP widerspiegelt.

Die Arbeit kommt zu dem Schluß, daß die vorgestellte Methode zur Untersuchung neurophysiologischer Prozesse während der Sprachproduktion nicht geeignet ist. Die Anwendung der SP-Analyse für eine ähnlich gelagerte Aufgabenstellung wird als prinzipiell richtig erachtet. Um die Vorteile dieser Analysemethode zu nutzen wird eine vielkanalige EEG-Ableitung mit SP-Analyse während eines standardisierten Interviews mit der Versuchsperson vorgeschlagen.

6. Literaturverzeichnis

- [AF85] **Ashfort-JW, Fuster-JM**: Occipital and inferotemporal responses to visual signals in the monkey. *Exp-Neurol.* 1985; 90: 444-466
- [ASHG95] **Arieli-A, Shoham-D, Hildesheim-R, Grinvald-A**: Coherent spatiotemporal patterns of ongoing activity revealed by real-time optical imaging coupled with single-unit recording in the cat visual cortex. *J-Neurophysiol.* 1995; 73/5: 2072-2093
- [B37] **Berger-H**: Über das Elektroenkephalogramm des Menschen. *Arch-Psych- Nervenkr.* 1937; 106: 165-187
- [B76] **Braun-R**: Behandlung der Wernicke-Aphasie. In: Peuser-G: *Interdisziplinäre Aspekte der Aphasieforschung.* Rheinland-Verlag GmbH, Köln. 1976: 17-24
- [B88] **Broca-P**: Mémoires sur le cerveau de l'homme. With introduction by Pozzi-S. C.Reinwald, Paris. 1888; 1-161
- [B90] **Bischof-Köhler-D.**: Jenseits des Rubikon. Die Entstehung spezifisch menschlicher Erkenntnisformen und ihre Auswirkung auf das Sozialverhalten. *Mannheimer Forum* 90/91; 143-194
- [B98] **Bartsch-P**: Paketelektrode zur Ableitung lokaler Feldpotentiale im Hochfrequenzbereich des EEG nach Anwendung der Subpotentialanalyse. *Universitäre Forschungsförderung der Charité* 1998. Projekt Nr. 98-276
- [BBE95a] **Bauer-R, Brosch-M, Eckhorn-R**: Different rules of spatial summation from beyond the receptive field for spike rates and oscillation amplitudes in cat visual cortex. *Brain Res.* 1995; 669: 291-297
- [BBE95b] **Brosch-M, Bauer-R, Eckhorn-R**: Synchronous high-frequency oscillations in cat area 18. *Europ-J-Neurosci.* 1995; 7: 86-95
- [BG97] **Burges-AP, Gruzelier-JH**: Localization of word and face recognition memory using topographical EEG. *Psychophysiol.* 1997; 43/1: 7-16
- [BHU+92] **Buzsaki-G, Horvarth-Z, Urioste-R, Hetke-J, Wise-K**: High frequency network oscillation in the hippocampus. *Science.* 1992 May 15; 256 (5059): 1025-7

- [BJC64] **Bickford-RG, Jacobson-JL, Cody-DTR:** Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man. Ann. NY Academy of Sciences. 1964; 112: 204 - 218
- [BKMiv] **Bartsch-P, Krüger-H, Meencke-HJ:** Local field potentials (LFP): evidences, amplitude time templates and sources of comparable subpotential phenomena in the high frequency range of the ECoG in man. In Vorbereitung.
- [BKM97] **Bartsch-P, Krüger-H, Meencke-HJ:** High frequency subpotentials (SP) in the human ECoG: evidence, amplitude time template, module, coherence and first applications. Europ-J-Physiol. Suppl. 433 (6) 1997: P-167
- [BKM98] **Bartsch-P, Krüger-H, Meencke-HJ:** Intellectual operations in the human cerebral cortex: Interactions between chaotic and determined systems. Europ-J-Neurosci. (Abs.tract book; 10) 1998: P96.05 S. 250
- [BKN] **Bartsch-P, Krüger-H, Neumärker-KJ:** Elektrophysiologische Korrelate zentraler Entkopplung und psychomotorische Deviationen bei weiblichen anorektischen Patientinnen. Gefördert durch das BMFT, Kostenstellen-Nr. 9658130
- [BKNSiv] **Bartsch-P, Krüger-H, Neumärker-KJ, Santibanez-G:** Alterations in subpotential density and subpotential coherence during progressive relaxation test in female anorexic adolescents. In Vorbereitung.
- [C83] **Creutzfeldt-OD:** Cortex Cerebri - Leistung, strukturelle und funktionelle Organisation der Hirnrinde. Springer Verlag. 1983
- [C94] **Churchland-PS:** Zitiert nach Damasio-AR, Damasio-H: Sprache und Gehirn. In: Singer-W (Hrsg.): Gehirn und Bewußtsein. Spektrum Akademischer Verlag. 1994; 58-66
- [CB68] **Cracco-RQ, Bickford-RG:** Somatomotor and Somatosensory Evoked Responses. Arch-Neurol. 18; 52-68
- [COL89a] **Creutzfeldt-O, Ojemann-G, Lettich-E:** Neuronal activity in the human lateral lobe, I. Responses to speech. Exp-Brain-Res. 1989; 77: 451-475;
- [COL89b] **Creutzfeldt-O, Ojemann-G, Lettich-E:** Neuronal activity in the human lateral lobe, II. Responses to the subjects own voice. Exp-Brain-Res.1989; 77: 476-489;
- [DELK86] **Deecke-L, Engel-M, Lang-W, Kornhuber-HH:** Bereitschaftspotential preceding speech after holding the breath. Exp-Brain-Res. 1986; 65(1): 219-23

- [DF85] **DI-Prisco-GV, Freeman-WJ:** Odor-related bulbar EEG spatial pattern analysis during appetitive conditioning in rabbits. Behav-Neurosci. 1985; 99: 964-978
- [DW74] **Dolce-G, Waldeier-H:** Spectral and multivariate analysis of EEG changes during mental activity in man. EEG-Clin-Neurophysiol. 1974; 36: 577-584
- [EBJ+88] **Eckhorn-R, Bauer-R, Jordan-W, Brosch-M, Kruse-W, Munk-M, Reitboeck-HJ:** Coherent oscillations: a mechanism of feature linking in the visual cortex? Multiple electrode and correlation analyses in the cat. Biol-Cybern. 1988; 60(2): 121-130
- [EBR+95] **Eckhorn-R, Bauer-R, Rösler-F, Kehr-H, Wölbern-T, Obermüller-A, Jürgens-EI:** Abschlußbericht zum Projekt : „Gehirn und Kognition“; Teilthema Reiz und aufmerksamkeitsbedingte Synchronisation im Cortex. 1995. EC53/6: 14-17
- [EF91] **Eeckman-FH, Freeman-WJ:** Asymmetric sigmoid non-linearity in the rat olfactory system. Brain Res. 1991; 557: 13-21
- [EFB+93] **Eckhorn-R, Frien-A, Bauer-R, Woelbern-T, Kehr-H:** High frequency (60-90Hz) oscillations in primary visual cortex of awake monkey. Neuroreport. 1993; 4/3: 243-246
- [EKGS90] **Engel-AK, König-P, Gray-CM, Singer-W:** Stimulus-dependent neuronal oscillations in cat visual cortex: Inter-columnar interaction as determined by cross-correlation analysis. Europ-J-Neurosci. 1990; 2/7: 588-606
- [EKS96] **Engel-K, König-P, Singer-W:** Zeitliche Kodierung im Sehsystem. Physiologie. 1996; 7: 12-21
- [EO93] **Eckhorn-R, Obermüller-A:** Single neurons are differently involved in stimulus-specific oscillations in cat visual cortex. Exp-Brain-Res. 1993; 95: 177-182
- [ES95] **Eggermont-JJ, Smith-GM:** Synchrony between single-unit activity and local field potential in relation to periodicity coding in primary auditory cortex. J-Neurophysiol. 1995; 73/1: 227-245
- [FEB+94] **Frien-A, Eckhorn-R, Bauer-R, Wölbern-T, Kehr-H:** Stimulus specific fast oscillations at zero phase between visual area V1 and V2 of awake monkey. Neuroreport. 1994; 5: 2273-2277
- [FOF81] **Fried-I, Ojemann-GA, Fetz-EE:** Language-related potentials specific to human language cortex. Science 1981; 212: 353 - 356
- [FU87] **Freude-G, Ullsperger-P:** Das Bereitschaftspotential - Bewegungskorrelierte Änderung der bioelektrischen Hirnaktivität. In: Psychiatrie, Neurologie und medizinische Psychologie, Hirzel verlag, Leipzig. 1987; 39/8: 449-459

- [FV87] **Freeman-WJ, Van Dijk-BW:** Spatial patterns of visual cortical fast EEG during conditioned reflex in a rhesus monkey. Brain Res. 1987; 422(2): 267-76
- [G91] **Galambos-R:** A comparison of certain gamma band (40 Hz) brain rhythms in cat and man. In : Basar-E, Bullock-TH (Ed.): Induced rhythms in the brain. Birkhäuser. Boston 1991; 201 - 216
- [GEKS92] **Gray-CM, Engel-AK, König-P, Singer-W:** Synchronization of oscillatory neuronal responses in cat striate cortex: temporal properties. Vis-Neurosci. 1992; 8(4):337-47
- [GKK74] **Grözing-B, Kornhuber-HH, Kriebel-J:** Respiration correlated brain potentials. Journal of interdisciplinary cycle research, Amsterdam. 1974; 5: 287-294
- [GKK75] **Grözing-B, Kornhuber-HH, Kriebel-J:** Methodological problems in the investigation of cerebral potentials preceding speech: determining the onset and suppressing artefact caused by speech. In: Neurophysiologia, Pergamon Press, England. 1975; 13: 263-270
- [GKK77] **Grözing-B, Kornhuber-HH, Kriebel-J:** Human cerebral potentials preceding speech production, phonation and movements of the mouth and tongue with reference to respiratory extracerebral potentials. In: Desmedt-JE: Progr. Clin. Neurophys. Vol. 3: Language and hemispheric specialization in men: cerebral ERP. Karger-Verlag, Basel. 1977; 87-103
- [GKKM72] **Grözing-B, Kornhuber-HH, Kriebel-J, Murata-K:** Menschliche Hirnpotentiale vor dem Sprechen. Pflügers Arch-Ges-Physiol. 1972; 332: suppl. P. R100,200
- [GKKM74] **Grözing-B, Kornhuber-HH, Kriebel-J, Murata-K:** Cerebral Potentials during respiration and preceding vocalisation. EEG-Clin-Neurophysiol. 1974; 36: 435
- [GMT81] **Galambos-R, Makeig-S, Talmachoff-PJ:** A 40 Hz auditory potential recorded from the human scalp. Proc-Natl-Acad-Sci-USA. 1981; 78: 2643-2647
- [GS80] **Gevins-AS, Schaffer-RE:** A critical review of electroencephalographic (EEG) correlates of higher cortical functions. CRC Critical Reviews in Bioengineering. 1980; October: 113 - 164
- [GS89] **Gray-CM, Singer-W:** Stimulus-specific neuronal oscillations in orientation columns of cat visual cortex. Proc-Natl-Acad-Sci-USA. 1989; 86(5): 1698-702
- [GSS87] **Gabriel-M, Sparenborg-SP, Stolte-N:** Hippocampal control of singular cortical and anterior thalamic information processing during learning in rabbits. Exp-Brain-Res. 1987 67/1: 131-152

- [GZD+79] **Gevins-A, Zeitlin-G, Doyle-J, Yingling-C, Scjaffer-R, Callaway-E, Yaeger-C:** Electroencephalogram correlates of higher cortical functions. *Science*. 1979; 203: 665 - 668
- [GZY+79] **Gevins-A, Zeitlin-G, Yingling-C, Doyle-J, Dedon-M, Henderson-J, Schaffer-R, Roumasset-J, Yaeger-C:** EEG patterns during „cognitive“ tasks. I. Methodology and analysis of complex behaviors. *EEG-Clin-Neurophysiol*. 1979; 47: 693 - 703
- [H78] **Haken-H:** Synergetics. An Introduction. Springer-Verlag Berlin 1978
- [H97] **Hansch-D:** Psychosynergetik. Westdeutscher Verlag. 1997; S.100.
- [HHK+89] **Hari-R, Hämäläinen-M, Kaukoranta-E, Mäkelä-J, Joutsiniemi-SL, Tiihonen-J:** Selective listening modifies activity of the human auditory cortex. *Exp-Brain-Res*. 1989; 74: 463 - 470
- [HJ77] **Heeschen-C, Jurgens-R:** Pragmatic semantic and syntactic factors influencing ear differences in dichotic listening. *Cortex*. 1977; 13: 74-84
- [HL93] **Hayes-TL, Lewis-DA:** Hemispheric differences in Layer III pyramidal neurons of the anterior language area. *Arch-Neurol*. 1993; 50: 501-505
- [HSH88] **Heit-G, Smith-ME, Halgren-E:** Neural encoding of individual words and faces by the hippocampus and amygdala. *Nature*. 1988; 333: 773-775
- [J58] **Jasper-HH:** Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. *EEG-Clin-Neurophysiol*. 1958; 10: 370
- [K83] **Küchler-G:** Motorik. Steuerung der Muskeltätigkeit und begleitende Prozesse. VEB Georg Thieme Verlag Leipzig. 1983: 59 -61
- [K98] **Krüger-H:** Lokale Feldpotentiale im Elektrokortikogramm und Elektroenzephalogramm des Menschen: Nachweis, Beschreibungskriterien, Anwendung. Aus dem Institut für Physiologie (Abt. Neurophysiologie) des Universitätsklinikums Charité der Med. Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin. Dissertation 1998
- [K+65] **Kornhuber-HH, et al.:** Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen - Bereitschaftspotentiale und reafferente Potentiale. *Pflügers Arch-Ges-Physiol*. 1965; 284: 1-17
- [KB88] **Künstler-B, Böttcher-C:** Zu aufgaben- und altersabhängigen Veränderungen der P300-Komponente des evozierten Hirnpotentials bei visuellen Diskriminationsanforderungen. *Psychiat-Neurol-med-Psychol*. 1988; 40: 211-222

- [KB96] **Krüger-H, Bartsch-P:** Subpotential analyses (SP-A) : Selection, template, density and coherence of a high frequency potential phenomenon in the human electrocorticogram (ECoG). Sonderausgabe zu Neuroforum. 1996; (Feb): 90
- [KB98] **Krüger-H, Bartsch-P:** persönliche Mitteilung. 1998
- [KD64] **Kornhuber-HH, Deecke-L:** Hirnpotentialänderungen beim Menschen vor und nach Willkürbewegungen, dargestellt mit Magnetbandspeicherung und Rückwärtsanalyse. Pflügers Arch-Ges-Physiol. 1964; 281: 52
- [KELS93] **König-P, Engel-AK, Lowel-S, Singer-W:** Squint affects synchronization of oscillatory responses in cat visual cortex. Europ-J-Neurosci. 1993; 5: 501-508
- [KOT65] **Klee-MR, Offenloch-K, Tigges-J:** Cross correlation analysis of electroencephalographic potentials and slow membran transients. Scienc. 1965; 147: 519-521
- [KPB88] **Kutas-M, van Petten-C, Besson-M:** Event-related potential asymmetries during the reading of sentences. EEG-Clin-Neurophysiol. 1988; 69: 218-233
- [KS92] **Kreiter-AK, Singer-W:** Oscillatory neuronal responses in the visual cortex of the awake macaque monkey. Europ-J-Neurosci. 1992; 4: 369-375
- [L85] **Libet-B:** Unconscious cerebral initiative and the role of conscious will in voluntary action. Behavioral and Brain Sciences. 1985; 8: 529-566
- [LF77] **Low-MD, Fox-M:** Scalp recorded slow potential asymmetries preceding speech in men. In: Desmedt-JE: Progr-Clin-Neurophys. Vol. 3: Language and hemispheric specilsation in men: cerebral ERP. Karger-Verlag, Basel, 1977; 104-111
- [LNV88] **Lovrich-D, Novick-B, Vaughan-HG jr.:** Topographic analysis of auditory event-related potentials associated with acoustic and semantic processing. EEG-Clin-Neurophysiol. 1988; 71: 40 -54
- [LPB94] **Lutzenberger-W, Pulvermüller-F, Birbaumer-N:** Words and pseudowords elicit distinct of 30 Hz EEG responses in humans. Neurosci-Lett. 1994; 18/176(1): 115-8
- [LR93] **Llinas-R, Ribary-U:** Coherent 40-Hz oscillation characterizes dream state in humans. Proc-Natl-Acad-Sci-USA. 1993; 90: 2078-2081
- [LSC69] **Legewie-H, Somona-O, Creutzfeldt-O:** EEG changes during performance of various tasks under open and closed eyes conditions. EEG-Clin-Neurophysiol. 1969; 27: 470 - 479

- [M93] **Munte-TF**: Ereigniskorrelierte Potentiale in der Untersuchung der Sprache EEG-EMG-Z-Elektroenzephalogr-Elektromyogr-Verw-Geb. 1993; 24/1: 34-40
- [MF92] **Murthy-VN, Fetz-EE**: Coherent 25- to 35-Hz oscillations in the sensorimotor cortex of awake behaving monkeys. Proc-Natl-Acad-Sci-USA. 1992; 89/12: 5670-5674
- [MFC+96] **Menon-V, Freeman-WJ, Cutillo-BA, Desmond-EJ, Ward-MF, Bressler-SL, Laxer-KD, Barbaro-N, Gevins-AS**: Spatio-temporal correlations in human gamma band electrocorticograms. EEG-Clin-Neurophysiol. 1996; 98: 89 - 102
- [MH92] **Morrison-JH, Hof-PR**: The organization of the cerebral cortex: from molecules to circuits. Discussions in Neuroscience, Vol. IX. December 1992; No.2
- [MM95] **MacKay-WA, Mendonca-AJ**: Field potential oscillatory bursts in parietal cortex before and during reach. Brain Res. 1995; 704/2: 167-174
- [MMB96] **Marshall-L, Mölle-M, Bartsch-P**: Event-related gamma band activity during passive and active oddball tasks. Neuro-Report. 1996; 7:1517-1520
- [MS78] **Mitzdorf-U, Singer-W**: Prominent Excitatory Pathways in the Cat Visual Cortex (A17 and A18): A Current Source Density Analysis of Electrical Evoked Potentials. Exp-Brain-Res. 1978; 33: 371-394
- [MS88] **von der Malsburg-C, Singer-W**: Principles of cortical Network Organization. In: Neurobiology of Neocortex. Eds: Rakic-P, Singer-W. John Wiley & Sons Limited © S. Bernhard, Dahlem Konferenzen. 1988; pp 69-99.
- [N85] **Neville-H**: Brain potentials reflect meaning in language. Trend in Neurosciences. 1985; 8: 91-92
- [NHS+91] **Nenov-VI, Halgren-E, Smith-ME, Badier-JM, Ropchan-J, Bland-WH, Mandelkern-M**: Localized brain metabolic response correlated with potentials evoked by words. Behav-Brain-Res. 1991; 44(1): 101-4
- [NSC90] **Noldy-NE, Stelmack-RM, Campbell-KB**: Event-related potentials and recognition memory for pictures and words: The effects of intentional and incidental learning. Psychophysiology 1990; 27: 417-428
- [OBA74] **O'Donnell-RD, Berkhout-J, Adey-WR**: Contamination of scalp EEG spectrum during contraction of cranio-facial muscles. EEG-Clin-Neurophysiol. 1974; 37: 145-151

- [OTM+92] **Ogawa-S, Tank-DW, Menon-R, Ellermann-JM, Kim-SG, Merkle-H, Ugurbil-K:** Intrinsic Signal Changes Accompanying Sensory Stimulation: Funktional Brain Mapping with Magnetic Resonance Imaging. In: Processings of the National Academy of sciences. 1992; 89(13): 5951-5955
- [P95] **Poeck-K:** Sprache im Gehirn: eng lokalisierbar? Spektrum der Wissenschaft. Mai 1995; 92-98
- [P96] **Pulvermüller-F:** Hebb's concept of cell assemblies and psychophysiology of word processing. Psychophysiology. 1996 Jul; 33(4): 317-33
- [PCFK86] **Pfefferbaum-A, Christensen-C, Ford-JM, Kopell-BS:** Apparent response incompatibility effects on P 3 latency depend on the Task. EEG-Clin-Neurophysiol. 1986; 64: 424 - 437
- [PD88] **Polich- J, Donchin-E:** P300 and the word frequency effect. EEG-Clin-Neurophysiol. 1988; 70: 33 - 45
- [PEP+96] **Pulvermüller-F, Eulitz-C, Pantev-C; Mohr-B, Feige-B, Lutzenberger-W, Elbert-T, Birbaumer-N:** High frequency cortical responses reflect lexical processing: an MEG study. EEG-Clin-Neurophysiol. 1996; 98 (1):76-85
- [PFN94] **Pfurtscheller-G, Flotzinger-D, Neuper-C:** Differentiation between finger, toe and tongue movement in man based on 40 Hz EEG. EEG-Clin-Neurophysiol. 1994; 90(6): 456-460
- [PKM87] **Paller-KA, Kutas-M, Mayes-AR:** Neural correlates of encoding in an incidental learning paradigm. EEG-Clin-Neurophysiol. 1987; 67: 360-371
- [PLPB95] **Pulvermüller-F, Lutzenberger-W, Preissl-H, Birbaumer-N:** Spectral responses in the gamma-band: physiological signs of higher cognitive processes? Neuro-Report. 1995 Oct 23; 6(15): 2059-64
- [PM96] **Pulvermüller-F, Mohr-B:** The concept of transcortical cell assemblies: a key to the understanding of cortical lateralisation and interhemispheric interaction. Neurosci-Biobehav-Rev. 1996 Winter; 20(4): 557-66
- [PMB+89a] **Pratt-H, Michalewski-HJ, Barrett-G, Starr-A et al.:** Brain potentials in a memoryscanning task. I. Modality and task effects on potentials to the probe. EEG-Clin-Neurophysiol. 1989; 72: 407-421
- [PMB+89b] **Pratt-H, Michalewski-HJ, Barrett-G, Starr-A et al.:** Brain potentials in a memoryscanning task. II. Effects of aging on potentials to the probes. EEG-Clin-Neurophysiol. 1989; 72: 507-51

- [PMB+89c] **Pratt-H, Michalewski-HJ, Barrett-G, Starr-A et al.:** Brain potentials in a memoryscanning task. III. Potentials to the item being memorized. EEG-Clin-Neurophysiol. 1989; 73: 41-51
- [PNK93] **Pfurtscheller-G, Neuper-C, Kalcher-J:** 40 Hz oscillations during motor behavior in man. Neurosci-Lett. 1993; 164(1-2): 179-182
- [PP83] **Premack-D, Premack-A:** The mind of an ape. Norton Publishing, New York. 1983. Zitiert nach: Bischof-Köhler-D:Jenseits des Rubikon. In: Mannheimer-Forum 90/91 Hrsg. Fischer-EP. 143-193
- [PPLB95] **Preissl-H, Pulvermüller-F, Lutzenberger-W, Birbaumer-N:** Evoked potentials distinguish between nouns and verbs. Neurosci-Lett. 1995 Sep 1; 197(1): 81-3
- [PPLB96] **Pulvermüller-F, Preissl-H, Lutzenberger-W, Birbaumer-N:** Brain rhythms of language: nouns versus verbs. Europ-J-Neurosci. 1996 May; 8(5): 937-41
- [R82] **Rösler-F:** Hirnelektrische Korrelate kognitiver Prozesse. Springer Verlag, Berlin/Heidelberg/New York. 1982
- [R84a] **Roland-PE:** Metabolic measurements of the working frontal cortex in man. Trends in Neurosciences. 1984; 7: 430-435
- [R84b] **Ross-ED:** Right hemisphere's role in language, affective behavior and emotion. Trends in Neurosciences. 1984; 7: 342-346
- [R85] **Rösler-F:** Ereigniskorrelierte Hirnpotentiale als Indikatoren kognitiver Prozesse bei der Informationsverarbeitung. Abschlußbericht zum DFG-Projekt RO 529 Kiel 1985
- [R94] **Raichle-ME:** Bildliches Erfassen von kognitiven Prozessen. Spektrum der Wissenschaft, Juni 1994, S.56
- [RFL88] **Rugg-MD, Furda-J, Lorist-M:** The effects of task on the modulation of event-related potentials by word repetition. Psychophysiology. 1988; 25: 55-63
- [RFV+94] **Raichle-ME, Fiez-JA, Videen-TO, MacLeod-AMK, Pardo-JV, Fox-PT, Petersen-SE:** Practice-related changes in human functional anatomy during non-motor learning. Cerebral cortex. 1994; 4: 8-26
- [RIS+91] **Ribary-U, Ioannides-AA, Singh-KD, Hasson-R, Bolton-JP, Lado-F, Mogilner-A, Llinas-R:** Magnetic field tomography of coherent thalamocortical 40 Hz oscillations in humans. Proc-Natl-Acad-Sci-USA. 1991; 88(24): 11037-41
- [RLLS80] **Roland-PE, Larsen-B, Lassen-NA, Skinhoj-JE:** Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. J-Neurophysiol. 1980; 43: 118-136

- [RMH+83] **Raichle-ME, Martin-WRW, Herscovitch-P, Mintun-MA, Markham-J:** Brain blood flow measured with intravenous H₂¹⁵O. II. Implementation and validation. *Journal of Nuclear Medicine*. 1983; 24: 790-798
- [RN89] **Rugg-MD, Nagy-ME:** Event - related potentials and recognition memory for words. *EEG-Clin-Neurophysiol*. 1989; 72: 395-406
- [RPFH93] **Rösler-F, Putz-P, Friederici-A, Hahne-A:** Event-Related brain potentials while encountering semantic and syntactic constraint violations. *J-Cognitive-Neurosci*. 1993; 5/3: 345-362
- [RPP93] **Rappelsberger-P, Pockberger-H, Petsche-H:** Sources of electric brain activity: intracortical current dipoles. *Physiol-Meas*. 1993;14: A17-A20
- [RV80] **Rugg-MD, Venables-PH:** EEG correlates of the acquisition of high- and low magery word. *Neurosci-Lett*. 1980; 16: 67-70
- [S69] **Sperry-RW:** A modified concept of consciousness. *Phys.Rev*. 1969; 76: 532f
- [S73] **Somjen-GG:** Electrogenesis of sustained potentials. In: *Progress in Neurobiology*. Edited by Kerkut-GA, Phillis-JW-.Pergamon Press Oxford New York 1973; 201 - 232
- [S93] **Singer-W:** Synchronization of cortical activity and ist putative role in information processing and learning. *Ann-Rev-Physiol*. 1993; 55: 349 - 374
- [SD93] **Sanes-JN, Donoghue-JP:** Oscillations in local field potentials of the primate motor cortex during voluntary movement. *Proc-Natl-Acad-Sci-USA*. 1993; 90: 4470-4474
- [SG95] **Singer-W, Gray-CM:** Visual feature integration and the temporal correlation hypothesis. *Annu. Rev. Neurosci*. 1995; 18: 555-586
- [SV77] **Szirtes-J, Vaughan-HG:** Characteristics of cranial and facial potentials associated with speechproduction in man. *Progr-Clin-Neurophys*. Vol. 3: Language and hemispheric specialisation in men: cerebral ERP. Karger-Verlag, Basel. 1977; 112-126
- [TBDP96] **Tallon-Baudry-C, Bertrand-O, Delpuech-C, Pernier-J:** Stimulus specifity of phase-locked and non-phase-locked 40 Hz visual responses in human. *Europ-J-Neurosci*. 1996; 16/13: 4240-4249
- [TBDP97] **Tallon-Baudry-C, Bertrand-O, Delpuech-C, Pernier-J:** Oscillatory gamma band (30-70 Hz) activity induced by a visual search task in humans. *Europ-J-Neurosci*. 1997; 17/2: 722-734

- [UPT+86] **Ullsperger-P, Peikert-D, Tessin-S, Gille-HG, Metz-AM:** die P300-Komponente des Ereignisbezogenen Hirnpotentials als Indikator in der Psychodiagnostik kognitiver Prozesse. Z-Psychol. 19986; 194: 365-375
- [W74] **Wernicke-C:** Der aphasische Symptomencomplex. Eine psychologische Studie auf anatomischer Basis. Kohn und Weigert. Breslau 1874
- [WBDB83] **Weinberg-H, Brickett-P, Deecke-L, Broschert-J:** Slow magnetic fields of the brain preceding movements and speech. Il Nuovo Cimento. 1983; Vol. 2D N2: 495-504
- [WBKM97] **Werner-T, Bartsch-P, Krüger-H, Meencke-HJ:** Evidence, amplitude time template, module and coherence of high frequency Subpotentials (SP) in the EEG of man: first comparisons between healthy persons and patients with focal epilepsie. Europ-J-Physiol. Suppl. 433 (6). 1997: P-168
- [WE86] **Woods-DL, Elmasian-R:** The habituation of event - related potentials to speech sounds and tones. EEG-Clin-Neurophysiol. 1986; 65: 447-459
- [WMOM89] **Wijers-AA, Mulder-G, Okita-T, Mulder-LJM:** Event-related potentials during memory search and selective attention to letter size and conjunction of letter size and color. Psychophysiol. 1989; 26: 529-547

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all meinen Verwandten, Freunden und Bekannten bedanken, die mich in den Jahren der Erstellung der Dissertation vor allem moralisch unterstützten und somit zum Gelingen beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt **Herrn Prof. Dr. sc. med. Peter Bartsch** vom Institut für Physiologie der Charité, Abt. Neurophysiologie für die Überlassung des Themas, die fachliche Betreuung und Beratung sowie für die Unterstützung bei der Literaturrecherche, der Durchführung der Diskussion und seine Hilfe bei Fertigstellung der Arbeit.

Bei **Herrn Hartmut Krüger**, Mitarbeiter im Epilepsie-Zentrum des Evangelischen Krankenhauses „Königin Elisabeth“ Herzberge, bedanke ich mich für die Entwicklung der Analysemethoden und die Programmierung der Software, für seine Unterstützung bei der praktischen Durchführung der Experimente sowie für seine Ratschläge bei Fertigstellung der Arbeit.

Für Ihre Hilfestellung bei der Vorbereitung der Experimente und der statistischen Auswertung der Ergebnisse bedanke ich mich ganz herzlich bei **Frau Vera Werner**, Mitarbeiterin im Institut für Neurophysiologie der Charité.

Mein Dank gilt auch meinem Lebensgefährten, Hans-Christian Wilke, der mich nach den zwei Jahren, in denen ich meine eigene Praxis aufgebaut habe und die Dissertation zur Seite gelegt hatte, motivierte, die Arbeit wieder aufzunehmen und fertigzustellen.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, daß die Dissertation mit dem Thema „Widerspiegelung der Sprachproduktion im Hochfrequenzbereich des EEG - Pilotstudie zur Anwendbarkeit der Subpotentialanalyse für die Erforschung kognitiver Prozesse“ von mir selbst, ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfaßt wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

Dagmar Riewe

Berlin, 07.08.1998

Lebenslauf

Name: Dagmar Riewe
Anschrift: Straße 490 Nr. 17
12279 Berlin-Marienfelde
Geburtstag: 24.09.1963
Geburtsort: Berlin
Staatsangehörigkeit: Deutschland
Familienstand: ledig, in Lebensgemeinschaft lebend

Schulbildung:

1970 -1978 Allgemeinbildende Polytechnische Oberschule in Berlin-Köpenick
1978 -1982 Erweiterte Oberschule „Heinrich Hertz“, Spezialschule mathematischer Richtung, Berlin-Friedrichshain
1982 Abitur

Studium:

1983 -1988 Studium der Zahnmedizin an der Medizinischen Fakultät (Charité) der Humboldt-Universität zu Berlin
1987 Gastaufenthalt an der Zahnklinik der Medizinischen Fakultät der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
1988 Staatsexamen an der Medizinischen Fakultät (Charité) der Humboldt-Universität zu Berlin
1988 Diplomarbeit:
„Bereitschaftspotential vor Vokalisation homonymer Begriffe - methodologische Vorbereitung einer Pilotstudie“

berufliche Tätigkeit:

1982 -1983	Praktikantin an der Medizinischen Fakultät (Charité) der Humboldt-Universität zu Berlin
1988 -1990	Zahnärztin beim Medizinischen Dienst des Verkehrswesens in Berlin
1990 -1992	Assistenz Zahnärztin in der Praxis Dr. R. Harms, 12351 Berlin, Johannisthaler Chaussee 309a
01.09.1992	Niederlassung als Kassenzahnarzt
1992 -1995	Zahnärztin in der Praxis Dr. R. Harms, 12351 Berlin, Johannisthaler Chaussee 309a
seit 01.01.1996	Zahnärztin in eigener, neugegründeter Praxis in 12279 Berlin-Marienfelde, Straße 490 Nr. 17

Dagmar Riewe

Berlin, 07.08.1998